

早稲田大学審査学位論文  
博士（スポーツ科学）

着地動作における足部・足関節運動解析

**Foot and Ankle Kinematics During Landing.**

2010年1月

早稲田大学大学院 スポーツ科学研究科

**深野 真子**

Fukano, Mako

研究指導教員： 福林 徹 教授

目次

第一章

序 . . . . . 1

研究小史 . . . . . 2

本論文の目的，構成 . . . . . 7

第二章【研究 1: 足部内外側縦アーチの変形様式】

緒言 . . . . . 9

方法 . . . . . 9

結果 . . . . . 14

考察 . . . . . 17

結論 . . . . . 19

第三章【研究 2: アーチ変形の性差に関する検討】

緒言 . . . . . 20

方法 . . . . . 20

結果 . . . . . 23

考察 . . . . . 25

結論 . . . . . 26

第四章【研究 3: 2D-3D Registration Method を用いた足関節の三次元解析】

緒言 . . . . . 27

方法 . . . . . 28

結果 . . . . . 35

考察 . . . . . 37

結論 . . . . . 39

第五章

総合論議 . . . . . 40

第六章

結論 . . . . . 44

参考文献 . . . . . 45

業績一覧 . . . . . 55

謝辞 . . . . . 57

## 第一章

## 【序】

ヒトが直立二足歩行し脳や手の機能が発達して文化を築いたのは、足で身体を支持することが可能になったからである。現代においても足は「立つ」「歩く」など、日常生活を円滑に遂行する上で極めて重要な位置を占めており、足に問題を抱えることによって、日常生活範囲の狭小化や活動レベルの低下など、生活の質を低下させる原因ともなる。このことから、ヒトが文化的な生活を送り、また生活の質を高く保つために足の果たす役割が重要であることがわかる。

二十一世紀に入り、医学の果たすべき役割は、治療から予防へと転換している。スポーツ医学も同様であり、スポーツ障害や外傷が起こってから治療するという体勢から、いかに予防をするかという姿勢へとシフトしてきている。スポーツ医学の分野で外傷・障害予防に取り組む際は、1992年にvan Mechelenらが提唱した基本概念の4段階<sup>1</sup>に則り実施することが望ましいと言われている。その四段階とは、第一段階で外傷・障害の発生頻度や重傷度を明らかにし、第二段階で外傷・障害の発生メカニズムを明らかにする。第三段階で外傷・障害予防の介入を行い、第四段階で介入の効果を検証して第一段階へ戻るものである。この四段階に則り、これまで膝関節前十字靱帯の損傷予防などを中心に、研究が実施されてきた。

スポーツ医学分野の研究が着実に進む一方、足部足関節の研究については、計測の困難さなどに起因して長い間研究が発展してこなかった。そのため現時点においても、足部足関節については、そこで用いられる用語が世界的に、また日本でも統一されていないため、足部についての理解をより困難なものにしている。そういった中、2008年にイタリアのボローニャで International Foot and Ankle Biomechanics (I-FAB)の第一回国際会議がとり行われ、その会議にて用語の統一に向けての世界的な取り組みが始まった。また日本も例外ではなく、その会議と前後して日本足の外科学会で用語委員会が発足し、「足関節・足部・

趾の可動域表示ならびに測定法」や「用語」案などが作成されている。

このように、スポーツ医学の分野における足部の研究は、今まさに発展の途上にある。そのため、外傷・障害研究や予防に必要な基礎的データの構築が最重要課題であるといえる。本論文においても足部研究の現状を踏まえ、スポーツ活動を想定した動作中の足部骨の変位について、運動学的視点からの基礎的データを示したい。

### 【研究小史】

近年、生活習慣病の予防やリフレッシュ効果など、運動が心身の健康維持・増進に寄与することが注目されるに伴い、ウォーキング・ジョギングを含めた運動実践者が増加している。運動実践者の増加とともに、足部や足関節の外傷・障害の発生も増加している<sup>2</sup>。近年の報告では、若年アスリートが専門医を受診する理由は、足部足関節に起こる問題が二番目に多い<sup>3</sup>、アスリートが起こす疲労骨折のうちの 33.4%は足部で起こった<sup>4</sup>、アスリートが運動を中止する理由として、足部の問題が膝関節・足関節について多い<sup>5</sup>という報告があり、足部足関節の外傷・障害がスポーツ現場で頻発する問題であることが分かる。

ヒトの足部には他の生体関節と比べて数多くの骨・靱帯・筋および軟部組織がある。足部の骨格は 26 の骨と 33 の関節からなり、生体力学的にきわめて優れた構造をなしている。その構造は足部のアーチと呼ばれ、内側縦アーチ・外側縦アーチおよび横アーチからなるドーム型の複雑な骨配列である。足部のアーチ構造は複雑な骨配列の構造をなしているがゆえに、歩行やスポーツ動作遂行時の荷重や衝撃に応じて機能的な変形が起こり、衝撃の吸収機構として働くことが知られている。

足関節は脛骨・腓骨・距骨からなる距腿関節と距骨・踵骨からなる距骨下関節で構成され、足関節複合体ともよばれる。足関節もまた、衝撃吸収に寄与することが知られており、特に着地動作や歩行・ランニング中の距骨下関節での回外位から回内位への動きは、着地に伴って生じる衝撃を緩衝するクッションのような役割を果たす<sup>6,7</sup>と言われている。

また、足部および足関節は衝撃吸収の役割を果たすだけでなく、その機能的な変形によ

って地面への適応を図り，凸凹のある地面や傾いた地面であっても安定した姿勢を保った活動を可能にしているといわれている．

荷重に伴う足部アーチの一時的な変形に関わる研究は，1800 年代後半にDuchenneが前足部の内側の関節は，確かにわずかな垂直方向の運動をしていると述べて以来，内側アーチに焦点を当てた研究が行われてきた．しかし，スポーツ活動においては足部の外側にも多く障害が発生する．特に第五中足骨の骨折は手術適応となる場合があり，治癒に時間がかかる，再骨折が多いなど，治療に難渋することが多い重大な問題であるが，外側アーチを含めた詳細は見当たらない．また，内側アーチに焦点が絞られ，内側のみにアーチサポートを入れることが第五中足骨に余計なストレスをかける原因となっている<sup>8</sup>との指摘もあり，外側アーチを含めたトータルな視点が必要だと考えられる．さらに近年は，インソールやスポーツシューズの効果を理解するためには，後足部よりも中足部および前足部のキネマティクスについて理解する必要がある<sup>9</sup>と述べられているが，スポーツ動作中の中足部および前足部の動きについては研究が十分なされていない．

足部の研究方法の中で最も簡便でかつ最も昔から行われてきた方法は足部形態のマニュアル測定である．そのマニュアル測定のなかでもnavicular drop test (NDT)は足アーチの評価のために最も広く行われており，NDTの結果と下肢の障害との関連性も指摘されてきた<sup>10, 11, 12</sup>．しかしながら，NDTは検者内誤差および検者間誤差が大きい<sup>10</sup>ため，それに変わる簡便なテストとして，背足高測定が提案されている<sup>13</sup>．他のマニュアル測定には，足長・足幅の計測や周囲径の計測などがあり，簡便に実施できるため計測技術の進歩が著しい今日においても広く行われている．このような静的な足部形態に基づいて足部をタイプ別に分類し，機能について検討する研究が古くからなされている<sup>14</sup>．しかしながら近年の研究においては，足部の静的な形態と動的状態での機能に関しての関連性が高い<sup>15</sup>とする研究と関連性は低い<sup>16, 17</sup>とする研究があり，見解が統一されていない．そのため，Wearingらはその論文の中で，足部アーチの動的な機能について検討する場合には，静的計測は必ずしも必要でないと述べ，動的計測に基づく検討の重要性を述べている<sup>18</sup>．

近年の計測技術の進歩はめざましいものがある．足部の運動学的研究に関しても例外ではなく，様々な目的に応じて様々な計測機器が使用され，研究が行われている．

近年，運動解析の方法として，光学的手法を用いたものが一般的になりつつある．この手法では空間内で被験者の骨ランドマーク上に配された皮膚マーカの位置座標を取得し，計算によって関節の動きを分析し，運動を記述する．この方法は，ランニングや着地動作などのダイナミックな動作計測が可能であり，低侵襲かつ三次元的な計測が可能である点が長所である．この方法で計測をする場合の足部の運動は，下腿に対する踵骨の動きや，踵骨に対する前足部・中足部セグメントの動きとして記述される<sup>19, 20, 21, 22</sup>．現在では，19 マーカを貼付し，足部を 9 セグメントに分割して 8 関節の運動を解析する試み<sup>23</sup>がなされているが，力学的に説明がつかない点がある<sup>24</sup>との指摘もあり，その妥当性は保障されていない．距腿関節および距骨下関節の動きの計測は，皮膚上から容易に触れることのできる距骨のランドマークが存在しないため，不可能である．また，皮膚マーカより算出した値には，関節の動きに伴う皮膚や軟部組織変形の誤差が含まれる．足部骨のランドマークとその皮膚上に貼付したマーカとの静的状態でのずれに関しては既に調べられており，足関節 20° 背屈位と 30° 底屈位を比較すると，内果・舟状骨及び踵部で平均 4.3 mm，第一及び第五中足骨骨頭部では 1.8 mm 骨よりも皮膚が大きく動く<sup>25</sup>と報告されている．また，ヒト足部の荷重時と非荷重時の足部の変形について，fluoroscopyを用いて骨の動きと皮膚マーカから調べた研究では，足部内側に多く用いられる三角形のリンクモデルは荷重時は使用されるべきでない<sup>26</sup>と述べられている．ランニング中の脛骨に対する踵骨の外返しについて皮膚マーカと骨ピンそれぞれから得た値を比較した研究では，その差は約 7.4° であったと報告されている<sup>27</sup>．このように，足部の計測の場合，骨の動きが小さいため皮膚および軟部組織変形による誤差の影響を大きく受ける可能性がある．そのため，光学的手法を用いて足部の動きを詳細に記述することは困難であり，未だ統一された足部モデルの開発や局所座標系の統一がなされていない<sup>2, 28</sup>現状がうかがえる．

動的な足部骨の位置変化を観察する方法として，骨ピンを挿入し，そのピンの先に配し

た反射マーカーより各関節のキネマティクスを計算する方法がある．先行する研究においては，歩行中の距腿関節および距骨下関節のキネマティクスが調べられている<sup>29, 30</sup>．また，ランニング時の立脚期を対象として，骨ピンを用いて脛骨に対する踵骨の動きが調べられている<sup>27, 31, 32</sup>．この方法は，生体での足部の骨の微細な動きを観察可能であるが，骨ピン挿入に伴う侵襲が大きく，倫理的観点から実施が推奨されていない．

静止状態での骨の相対的な位置関係を調べるのに，単純エックス線画像は有効な方法である．単純エックス線画像を用いた研究は 1980 年ごろから活発に行われるようになり，後足部の関節固定術後のアーチアライメント計測<sup>33</sup>などがなされている．Kitaokaらは論文の中で，手術後のアーチアライメントの変化を明らかにするのに単純エックス線画像は有用な情報をもたらすが，足部の病的な変形は三次元的な空間内で複雑に起こるため，障害足に対しては三次元的な検討が必要である<sup>34</sup>と述べている．

静止状態での骨の三次元空間内での相対的な位置関係を調べるのに，MRI<sup>35, 36, 37</sup>や 3DCT<sup>38, 39</sup>が用いられている．しかしながら現段階では，足関節のポジションを替えて数回撮影し，それぞれのポジションでの骨の位置関係を調べる研究にとどまっている．

荷重下での足部骨の三次元的な相対的な位置関係を調べるために，1980 年代ごろから切断肢を用いた研究が多くなされるようになった<sup>40, 41, 42, 43</sup>．切断肢を用いた研究の多くは切断肢に骨ピンや磁気センサを挿入して三次元的な位置を計算したり，エックス線撮影を行うなどして三次元的な骨の動きを調べている．Kitaokaらは切断肢に 111Nの荷重をかけて扁平足を作り出して変形の無い足と比較し，病的な足部の変形は，多数の関節で三次元的な動きが複雑に起こる<sup>34</sup>と述べている．これら切断肢を用いた多くの研究は，足関節のポジションを規定し，脛骨軸方向に荷重を加えて足部を変形させ，計測を行っている<sup>44</sup>．その中で Nester らは特別な機器を作成し，dynamic ‘walking’ cadaverを用いて動的な荷重条件を作り出して研究を行った<sup>45</sup>．また，近年ではシミュレーションによって筋や腱の張力を推定し，空気シリンダーなどによって張力をかけて実験が行われている．荷重をかけた状態での三次元的な骨の相対的な位置関係を調べるのに切断肢は有効な方法であるが，試料そのものの

腱の張力が低下していること、内在筋の筋活動を伴わないこと<sup>34</sup>などの限界があり、結果をそのまま生体に当てはめて考えることはできない。

動作中の骨の相対的な位置関係を明らかにする方法として近年注目されているのが、fluoroscopyやcineradiographyと呼ばれるエックス線透視連続撮影による動画像である。これらの装置は元来心臓血管系の検査や手術に用いることを目的として作られた医療機器であるが、この装置を利用して骨の位置変化が観察可能である。Fluoroscopyを使用した足部骨の位置変化に関する研究は、1980年代後半から行われ、1990年代より徐々に広く行われるようになった。この計測方法が使用されるようになった当初から述べられていた長所は、自然な動作中の下肢の動きを観察できることにある<sup>46</sup>。また、皮膚や軟部組織変形に伴う測定誤差が生じないこともこの方法の長所である。Fluoroscopyによる計測の誤差は、1990年代に行われた研究において、1%以内、角度および直線上でそれぞれ  $0.87^{\circ}$ 、 $0.44\text{ mm}$  であると報告されており、当初から高い精度での計測が可能であった<sup>47</sup>。

1990年代からこのfluoroscopyが計測に多く用いられるようになったが、その研究の大半は腰部や頸部を対象とした研究<sup>47, 48, 49, 50</sup>であり、足部を対象とした研究は多くは行われてこなかった。1996年にPerlmanらがvideofluoroscopyを用い、15人の被験者の27 gait cyclesを対象に歩行中の踵骨の傾斜角度を明らかにした。彼らのグループは立脚期の前半・中盤・後半の3ポイントを抽出して解析を行い、立脚相において矢状面上で足底に対する踵骨傾斜角が減少することを確認したが、結果を一般化するには至らなかった。1999年にはWearingらが踵骨傾斜角とアーチ高には高い正の相関があるとし、また踵骨傾斜角は後足部のポジションを示したり、バイオメカニクスの観点から足部のグループ分けをするのに有用な指標であると示した<sup>18</sup>。

現在では米国のグループを中心に、撮像エリアが直交するように二台の同期したfluoroscopyを配置して二方向からの撮影を行い、より精度の高いデータが得られるようになっており、このような実験セットアップを用いて、骨の相対的な位置関係から前距腓靭帯の長さを推定しその機能を検討する研究などが行われている。近年では、fluoroscopy画



像に 3DCTやMRIから構築した骨モデルを当てはめて三次元的な運動解析を行う手法が開発され<sup>51, 52</sup>，膝関節を中心に三次元的な関節の運動学への理解が進み始めている<sup>53</sup>．しかしながら現在のところ，fluoroscopyを使用した実験においては通常 7.5~30 Hzの周波数で画像が取得されることが多いため，足関節の底背屈や歩行を模した動作もしくは極めて低速で行われる歩行や階段昇降の計測にとどまっており，スポーツ活動中に起こると想定されるようなダイナミックな動きの計測は達成されていない．

これまで足部の運動学的な研究は，計測が技術的に困難であるため，十分になされては来なかったが，近年の計測技術の進歩を受けて徐々に研究が進みつつある．しかしながら現段階では，スポーツ医学で必要とされるようなダイナミックな動作中の足部の動きや機能に関する研究は行われていない．そのため，将来スポーツ医学の分野での応用が可能な，ダイナミックな動作を対象とした運動学的見地からの足部の基礎的データの構築が急務であると考えた．

#### 【本論文の目的，構成】

本論文では，スポーツ活動を想定した動作中の足部および足関節の骨の変位について運動学的視点からの基礎的なデータを示すことを目的として研究を進めた．一連の研究はスポーツ生理学やスポーツ医学およびバイオメカニクスに応用できる基礎研究であり，足部の障害発生メカニズムを明らかにし予防する予防医学の分野に貢献するほか，スポーツシューズや足底板の構造や機能の検討などスポーツ工学の分野にも応用できると考えられる．そのようなことから本研究はアスリートだけでなく，広く一般の人々の障害発生予防につながり，安全な運動実践につながる点でも意義深い研究となると考えた．

本論文の構成を以下に示す．

第二章においては，片脚着地時における内側・外側縦アーチそれぞれの変形様式を明らかにした．

第三章においては，片脚着地時における足部内外側縦アーチの変位についての性差を明

らかにした．

第四章においては，片脚着地時における後足部の骨の変位の動態を三次元的に明らかにした．

第五章においては，第二章から第四章までの実験結果を踏まえ，本研究で得られた新しい知見について考察を行った．また，本論文での課題，今後の展望についても述べた．

第六章においては，本論文によって得られた結果を簡潔にまとめた．

本論文中では，足関節の矢状面上での動きを底屈・背屈，前額面上での動きを内返し・外返し，水平面上での動きを内旋・外旋と表記した．論文の引用については，原文に従い日本語に訳した．

## 第二章【研究 1: 足部内外側縦アーチの変形様式】

### 【緒言】

足部が持つ特徴として、骨と靱帯軟部組織からなる縦、横のアーチ構造がある。この足部アーチの機能的な変形はジャンプからの着地やダッシュ・急激な方向転換など大きな作用荷重を受けながら目的動作を遂行するスポーツ活動においては、衝撃を吸収したり、接地面に身体を適応させたりする点で重要な役割を果たしている。これまでに、足部の形態と疲労骨折などの障害の発生には一定の傾向があることが示されている<sup>54</sup>。そのため多くの研究者が足部形態の分類型を示しているが、これらのほとんどが足部内側縦アーチの形状に基づく分類型であった。一方外側縦アーチに関しては、第五中足骨の疲労骨折などのスポーツ障害が多く発生する部位であるにも関わらず、技術的な困難さより、外側縦アーチに焦点を当てた研究がなされてこなかった。

また、足部を構成する骨の動きに関する詳細な研究は、その解析方法が難解なため極めて限られており、動的状態において足部の骨の動きに関しての詳細は見当たらない。近年、Gefenらはfluoroscopyを用いて歩行動作を模した状態での足部の骨や軟部組織についてのバイオメカニカルな解析を行っている<sup>55, 56</sup>が、この方法を用いて実際の動作中の足部の運動学的な研究は未だ達成されていない。

したがって本実験の目的は、着地動作を行った際の内側・外側縦アーチそれぞれの変位様式を明らかにすることを目的として実施した。

### 【方法】

#### 1) 被験者

若年男性 10 名を対象として実験を行った。被験者の身体特性は年齢:  $23.4 \pm 3.4$  歳; 身長:  $172.5 \pm 6.1$  cm; 体重:  $64.5 \pm 9.4$  kg; BMI:  $21.6 \pm 2.3$  であった。全ての被験者は下肢に重篤な外傷・障害や手術歴の無い者であり、また実験を実施する時点で歩行やスポーツ活動に支

障をきたすような症状を有さない者であった．本実験は早稲田大学スポーツ科学学術院の倫理委員会の審査を受け，承認を受けて実施した．被験者には実験に先立ち，研究内容の説明を文書および口頭で行い，実験に被験者として自主的に参加する旨の同意を得た．

## 2) 画像データの取得

実験の概略を Figure 1 に示す．すべての実験試技は fluoroscopy (INTEGRIS BH5000R.1 Koninklijke Philips Electronics N.V.)を用いてエックス線撮影を行った．着地動作の撮影においては，サンプリング周波数 60 Hz，50 kV ・ 200 mA (1 msec)の設定で撮影を行った．本実験に用いた fluoroscopy の空間分解能は 0.45mm であった．同時にフォースプレート(KISTLER 9286A, Kistler Instrument Corporation)にて床反力鉛直成分をサンプリング周波数 1000 Hz にて記録した．



Figure 1. Experimental setup.

実験試技は 10 cm の高さからの片脚着地とした。その際、膝関節や股関節の屈曲による衝撃緩衝を廃除するため、膝関節伸展位を保持した状態で着地動作を行わせた。被験者にはプラットフォーム上で左脚にて立位を取らせ、右足を台の前方に出して準備動作を取らせた。その後身体重心を徐々に前に傾けていき、台端から 40 cm 前方に右足で着地させた。着地の際は第二趾と踵骨の中心を結んだ足部の長軸が進行方向と平行になるように指示し、全ての試技において検者が足部の向きが進行方向と平行であることを確認した。着地の目標点として、フォースプレート上にガイドラインを示し、そのガイドライン上に第二趾と踵骨の中心を結んだ足部の長軸が着地するように指示した。ガイドラインは、被写体で吸収を受けたエックス線を光に変える image intensifier から 10 cm の距離で、image intensifier と平行をなすように示した。着地後はその場でバランスをとって静止するように被験者に指示した。実験に先立って被験者には着地動作を説明し、練習を行わせた。全ての実験試技は検者の監視下で実施させ、動作中を通じて膝関節伸展位が保持されていたこと、足部の長軸が進行方向と平行に着地したこと、および着地後にその場でバランスをとって静止したものを成功試技と判定した。

### 3) 解析

得られたエックス線画像はグラフィックソフト(CANVAS<sup>TM</sup>X, ADC System)および座標取得ソフトSimple Dizitizer (open source)を使用して解析した。

#### ）校正

実験に先立ってアクリル板に直径 2 mm の穴の開いた 12 の金属ポイントを 5 cm 間隔で配したキャリブレーショングリッドの撮影を行った。キャリブレーショングリッドを image intensifier から 10 cm の距離で image intensifier に平行に置き、撮影を行った。Image intensifier からの距離による拡大率について確認をするため、実験に先立って image intensifier から 5 cm と 15 cm の距離にキャリブレーショングリッドを置いてそれぞれ撮影をし、2 枚の画像を重ね合わせて奥行きによる拡大率の差を調べた。この 5 cm と 15 cm は、着地動作を行わせた際に被験者の足幅がおおよそこの中におさまる距離である。2 枚の画像を重ね合わせた

ところ，229 mm の撮像範囲の中の辺縁のポイントで 1.1 mm，1%未満であることを確認した．キャリブレーショングリッドは水平器を用いて地面に垂直をなすようにし，撮影した．キャリブレーショングリッド画像を解析前にあらかじめコンピュータに読み込ませ，実長換算を行った (Figure 2) ．

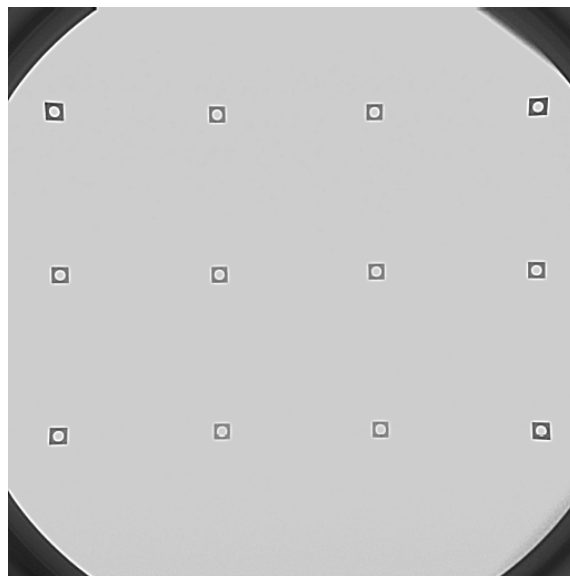


Figure 2. Calibration grid used for this study.

#### ）キネマティクスデータの取得

3 回の成功試技のうち，骨縁が最も鮮明な 1 試技を解析対象とした．再現性を確認するため，事前に 3 回の試技の級内相関係数を求めた．キネマティックデータの級内相関係数は  $r>0.94$ ，床反力データの級内相関係数は  $r>0.89$  であることを確認した．

得られたエックス線画像から被験者それぞれの踵骨・第一中足骨および第五中足骨の皮質骨と背景色との境界部に点を打ち，骨型テンプレートを作成した．この骨テンプレートを 1 フレーム毎にエックス線画像上で移動する踵骨・第一中足骨および第五中足骨それぞれにマッチングさせていき，キネマティックデータを取得した．矢状面上でのアーチの動

きは角度の変化および並進運動で記述した．本研究で用いた内側アーチおよび外側アーチの定義はWearingらの定義<sup>57</sup>を参考に作成した (Figure 3)． テンプレートマッチングやデジタルサイズの際に生じるマニュアル誤差を最小限にするため，同一の検者がエックス線画像解析プロトコルを 10 回繰り返して値を求め，その際の標準偏差値を読み取り誤差とした．読み取り誤差は水平方向に 0.12 mm，鉛直方向に 0.18 mm，角度は 0.5 ° 以下であった．

#### ）結果の記述

着地動作中の内外側アーチのキネマティクスは，爪先接地の瞬間から 20 コマ(約 333 msec)の間を解析区間とした．全ての結果は爪先が接地した時点からの変位量で示した．

#### ）統計検定

統計検定は内側アーチと外側アーチの変形様式を比較するため，対応のある t 検定を用い，有意水準を  $p<0.05$  とした．

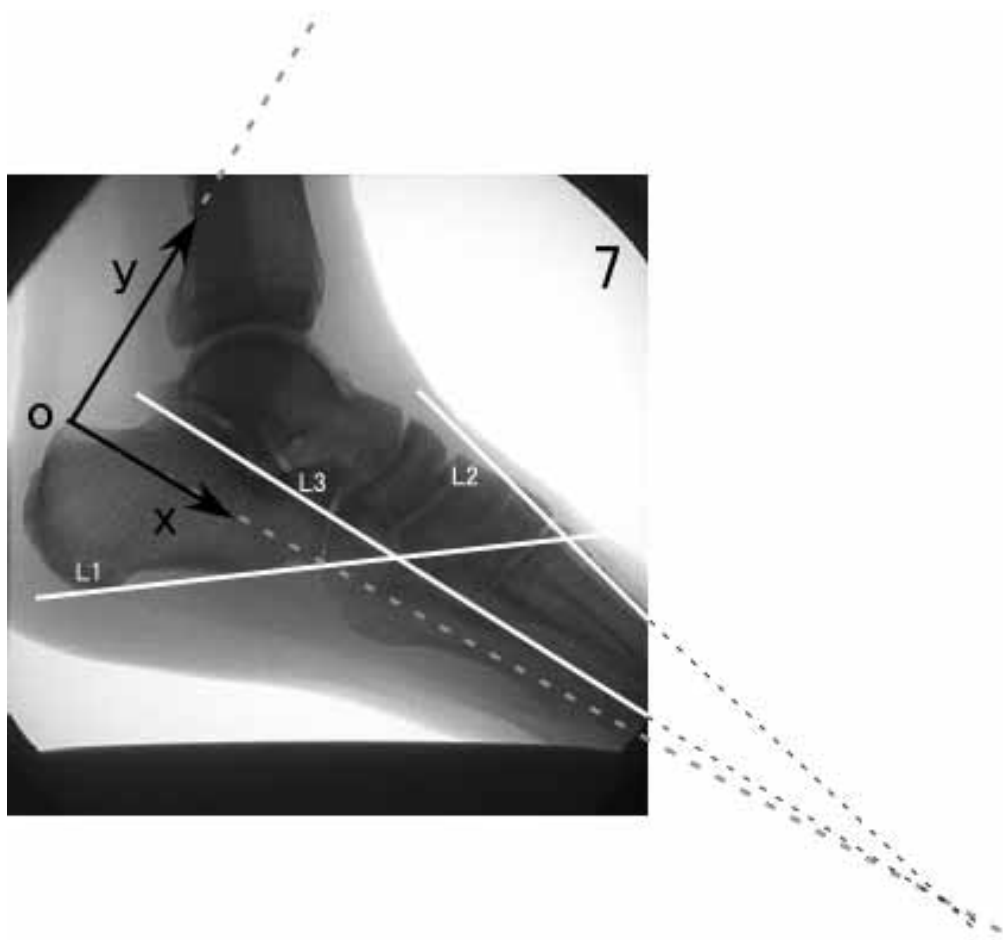


Figure 3. Illustration of the definition of the foot coordination system. The origin is located at the calcaneus landmark, which is at the upper edge of the posterior surface. The line from the origin to the point at the intersection of the extension line of the first metatarsal with the extension line of the fifth metatarsal defines the X-axis and its positive direction is anterior, and the Y-axis is orthogonal to the X-axis and its positive direction is superior. L1 represents the straight line that links the calcaneal tubercle and the anterior-inferior aspect of the calcaneus. L2 represents the proximal and distal dorsal aspects of the first metatarsal shaft. L3 represents the proximal and distal dorsal aspects of the fifth metatarsal shaft. The medial arch angle is represented by the obtuse angle formed by the lines L1 and L2. The lateral arch angle is represented by the obtuse angle formed by the lines L1 and L3.

### 【結果】

着地時の内側・外側アーチ角を Table 1 に示す。接地時のアーチ角度は内側アーチが  $126.6 \pm 4.5^\circ$  , 外側アーチが  $137.9 \pm 4.6^\circ$  であり , 外側アーチが内側アーチより有意に大きい値を示した。



Table 1. Average values and standard deviations of the arch angles at the toe contact

	<u>Mean (SD)</u>	<u>Mean (SD)</u>	<b>Difference</b>
	Medial	Lateral	
Arch angle (deg)	126.6 (4.5)	137.9 (4.6)	*

\*  $p < 0.05$

Figure 4 に接地の瞬間のアーチ角をゼロとした内側・外側アーチ角の変化パターンを示す。いずれの被験者も接地後約 50～80 msec でアーチ角は最大値を取った。着地後の内側アーチの角度変位は  $3.5 \pm 3.3^\circ$  であり、外側アーチの角度変位は  $7.9 \pm 3.2^\circ$  であった。着地後のアーチ角の変位量は内側アーチよりも外側アーチの方が有意に大きい値を示した。

Figure 5 に接地の瞬間からの踵骨に対する第一中足骨及び第五中足骨の並進運動を示す。着地後の内側アーチの前方変位は  $4.9 \pm 1.7$  mm (50 msec),  $6.8 \pm 2.5$  mm (100 msec),  $7.2 \pm 2.3$  mm (150 msec) であった。外側アーチの前方変位は  $0.1 \pm 0.7$  mm (50 msec),  $0.0 \pm 1.2$  mm (100 msec) であり、着地から 150 msec 後は  $0.4 \pm 0.9$  mm 後方変位していた。着地後の内側アーチの下方変位は  $4.4 \pm 2.6$  mm (50 msec),  $5.9 \pm 3.1$  mm (100 msec),  $6.2 \pm 2.8$  mm (150 msec) であった。外側アーチの下方変位は着地から 50 msec で  $0.4 \pm 1.5$  mm であり、100 msec 後は  $0.9 \pm 1.8$  mm, 150 msec 後は  $1.2 \pm 1.3$  mm 上方変位していた。着地後の前後方向の並進運動は、第五中足骨に比べて第一中足骨が有意に前方変位していた。上下方向の並進運動は、第五中足骨に比べて第一中足骨が有意に下方変位していた。

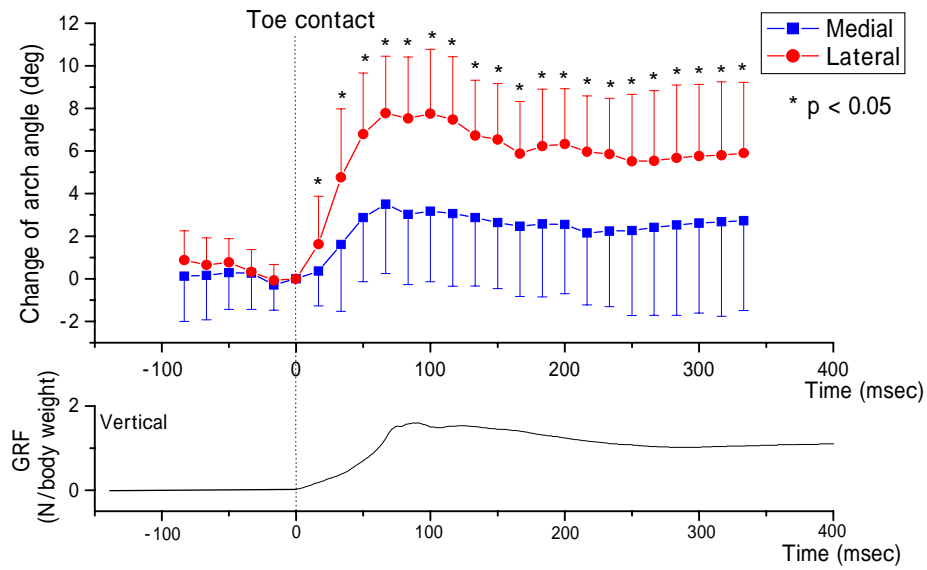


Figure 4. The mean result of the quantity of angular change of the medial and lateral longitudinal arches. The blue square plot shows the medial longitudinal arch. The red circle plot shows the lateral longitudinal arch.

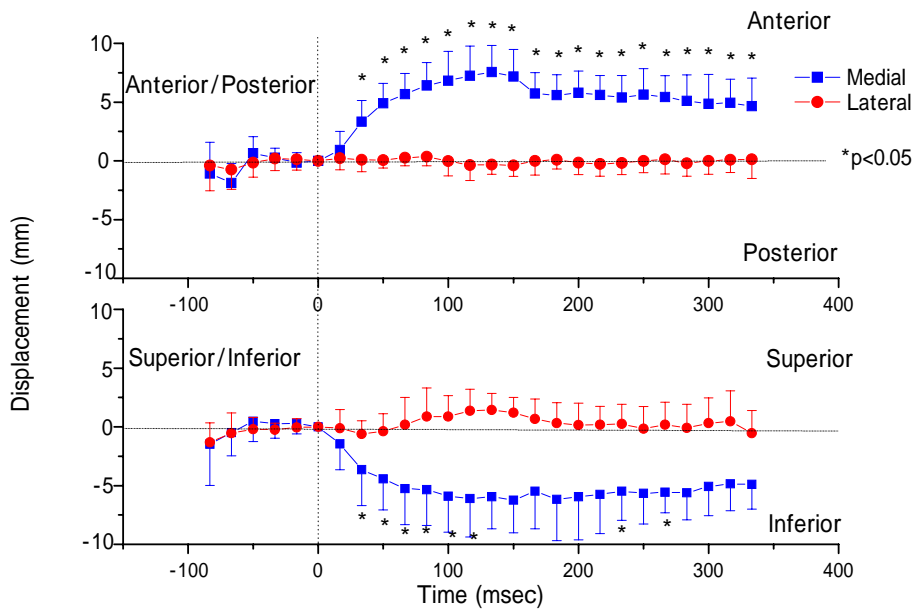


Figure 5. The mean result of the translational motion of the medial and lateral longitudinal arches. The blue square plot shows the displacement of the distance of the calcaneus to the first metatarsal. The red circle plot shows displacement of the distance of the calcaneus to the fifth metatarsal. The positive direction of the upper graph is anterior, and the negative direction is posterior. The positive direction of the lower graph is superior, and the negative direction is inferior.

### 【考察】

片脚着地動作時の内側アーチと外側アーチの変形について、機能的なアーチの変形様式が異なることが明らかとなった。内側アーチは角度変化が小さく並進運動の要素が大きいことが明らかになった。一方、外側アーチの運動様式は、角度変化が主であり、並進運動の要素は小さいことが明らかとなった。つまり、内側アーチの低下は主にアーチ角の開大によるのではなく、踵骨に対して第一中足骨が前下方に並進運動することによって起こり、一方外側アーチは主にアーチ角の開大によってアーチの低下が起こると考えられる (Figure 6)。

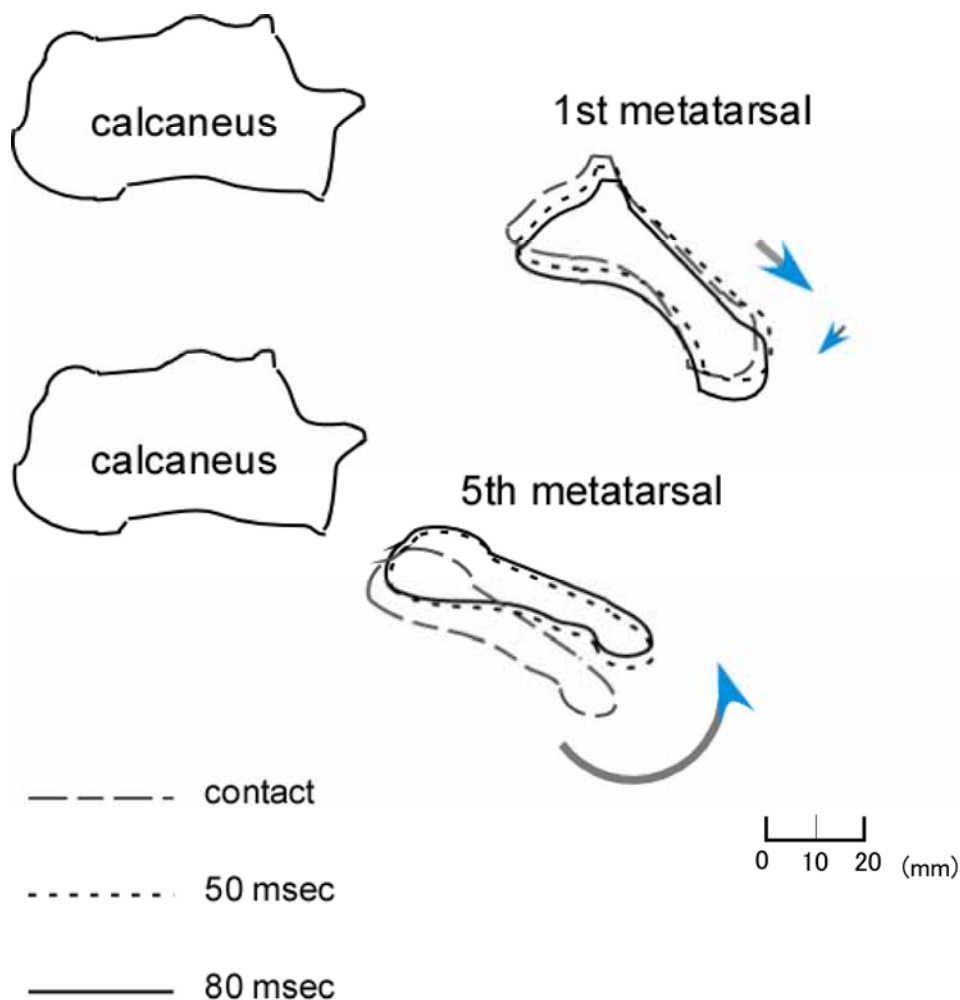


Figure 6. Motion difference of the first and fifth metatarsals with respect to the calcaneus on a sagittal view.

内側アーチは第一・第二中足骨、楔状骨、舟状骨、距骨および踵骨で構成されている。着地動作における内側アーチの変形は、並進運動とわずかな角度変化によって起こっていた。内側アーチを詳細に調べた研究としてNesterらは、切断肢に対して歩行を模した荷重をかけた場合の足部のキネマティクスについて、第一から第三中足骨の楔状骨に対する動きは平均 6.1°であったと報告した<sup>45</sup>。この値は本実験で得た値よりも大きい値であるが、対象とした動作が異なることおよび切断肢を用いた研究であるためだと考えられる。

内側アーチでは踵骨に対する第一中足骨の並進運動が観察された。この内側アーチは距骨下関節を介する構造であるという点で外側アーチとは異なり、この並進運動は距骨下関節で起こっているものと予測される。本実験と同じ動作において、Maedaらは着地から約 100 msecの間に急速な回内が起こる<sup>58</sup>と報告している。また、足部を最大回外位から最大回内位に動かした場合、その動きの大部分は距骨下関節で起こる<sup>59</sup>ことが明らかになっている。距骨は運動軸が傾いているために三次元的な動きをし、この動きは本実験で用いた二次元画像においては完全に解析することが困難であるが、着地に伴う距骨下関節での回内が関与していることが予測された。

外側アーチは、第四および第五中足骨・立方骨および踵骨で構成される。解剖学的に第五中足骨の近位部は、靭帯の付着部として立方骨および第四中足骨と強固に固定されているのに対し、遠位部は比較的緩やかに第四中足骨と靭帯結合されている。そのため第五中足骨は大きな角度変位をしたものと推測される。

本実験は、エックス線動画をを用いて着地動作の解析を行った初の研究である。そのため、比較しうる先行研究が存在しない。いくつかある足部の運動学に関する研究は、歩行動作を対象としたものがほとんどであり、動作が異なるためにその結果を直接比較することは不可能である。また、切断肢に荷重をかけて足部のキネマティクスを観察した研究であっても、筋や腱の張力が低下しているため、値を直接比較することは不可能である。

本研究の限界として、二次元画像での解析であることが上げられる。本実験においては、縦アーチの変形がカメラに平行な面上で起こるという仮定のもと解析を行った。しかしな

がら実際には、足部の骨は三次元的な運動をしており、カメラに平行な面上から逸脱する動きも二次元画像から得た本実験の結果に含まれていることが予測される。また、本実験で用いたエックス線動画像のサンプリング周波数が、近年動作解析の主流となりつつある光学的な解析と比較すると低いことが挙げられる。Fluoroscopy は元来、心臓血管を対象とした検査機器であるため、最大のサンプリング周波数が 60 Hz であった。

何点かの研究の限界はあるものの、本実験によって着地動作中の内側縦アーチと外側縦アーチの変形様式の違いを明らかにすることができた。この結果は、足部の内側・外側それぞれに特異的に起こる個々の外傷・障害について、症状の理解や発生メカニズムの推定へ寄与するデータとなりうると考える。個々の外傷・障害に関する検討については、更なる研究が必要である。

## 【結論】

本実験は、若年健常男性を対象として着地動作中の足部のエックス線撮影を行い、足部アーチの変位を詳細に調べた。実験の結果、片脚着地動作時の内側アーチと外側アーチの運動様式はそれぞれ異なり、内側アーチは角度変化が小さく並進運動の要素が大きく、一方、外側アーチの運動様式は、角度変化が主であり、並進運動の要素は小さいことが明らかとなった。

### 第三章【研究 2: アーチ変形の性差に関する検討】

#### 【緒言】

スポーツ外傷や障害に関連する男女の身体的な特徴の差はこれまで多く報告されている。骨配列については、男女で骨盤の形態が異なり、女性は横に長い骨盤を持っていること、そのためQアングルが大きい<sup>60, 61</sup>ことが知られている。関節については、女性においては一般的に男性よりも全身の関節弛緩性が高い<sup>62, 63</sup>ということができる。また、相対的に体脂肪率が高く筋量が少ないこと、ホルモンが周期的に変化すること<sup>64</sup>が女性の特徴としてあげられる。

足部に関する性差の検討は主に形態学的な側面からの研究がなされている。アーチ構造の機能に関する研究としては、静的な計測の結果から、アーチ高を保持する指標としてアーチスティフネスを示し、女性のアーチスティフネスは男性に比べて低い<sup>65</sup>ことがこれまでに明らかになっている。アーチ構造は動作中に生じる荷重負荷による衝撃を吸収する働きをすることが知られているが、動作中のアーチの機能に関する研究はほとんどなされていない。また先に述べたように、いくつかの点でスポーツ障害に関わる男女の身体的特徴の差があることから、足部においてもアライメントや機能に性差があるものと予測されるが、検討されていない。

したがって本実験の目的は、スタティックおよびダイナミックの両方の条件下において、内側および外側アーチの運動学的な検討を行うこととした。

#### 【方法】

##### 1) 被験者

若年男女 19 名(男性 11 名, 女性 8 名)を対象として実験を行った。被験者の身体特性は男女それぞれ、男性; 年齢:  $23.6 \pm 3.3$  歳; 身長:  $172.2 \pm 5.8$  cm; 体重:  $65.2 \pm 9.3$  kg; BMI:  $23.6 \pm 3.3$ 。女性; 年齢:  $22.3 \pm 3.8$  歳; 身長:  $167.8 \pm 11.3$  cm; 体重:  $58.3 \pm 14.8$  kg; BMI:  $20.4 \pm 2.5$  で

あった．全ての被験者は下肢に重篤な外傷・障害や手術歴の無い者であり，また実験を実施する時点で歩行やスポーツ活動に支障をきたすような症状を有さない者であった．本実験は早稲田大学スポーツ科学学術院の倫理委員会の審査を受け，承認を受けて実施した．被験者には実験に先立ち，研究内容の説明を文書および口頭で行い，実験に被験者として自主的に参加する旨の同意を得た．

## 2) 画像データの取得

すべての実験試技は fluoroscopy (INTEGRIS BH5000R.1 Koninklijke Philips Electronics N.V.) を用いてエックス線撮影を行った．着地動作の撮影においては，サンプリング周波数 60Hz，50 kV ・ 200 mA (1 msec) の設定で撮影を行った．本実験に用いた fluoroscopy の空間分解能は 0.45 mm であった．同時にフォースプレート (KISTLER 9286A, Kistler Instrument Corporation) にて床反力鉛直成分をサンプリング周波数 1000 Hz にて記録した．

### ）スタティック

静止状態で非荷重位および荷重位を取らせ，矢状面より足部の撮影を行った．非荷重位撮影の際は，左脚で身体を支え，右脚を撮像範囲に据え，撮影を行った．撮影の際は足関節をニュートラルポジション(足関節 0°，中間位)にし，image intensifier と第二趾と踵骨の中心結んだ足部の長軸が平行になるようにした．荷重位撮影の際は，右足を第二趾と踵骨の中心結んだ足部の長軸が進行方向と平行になるように位置させ，右脚で立位を取らせた．

### ）着地動作

実験試技は 10 cm の高さからの片脚着地とした．その際，膝関節や股関節の屈曲による衝撃緩衝を廃除するため，膝関節伸展位を保持した状態で着地動作を行わせた．被験者にはプラットフォーム上で左脚にて立位を取らせ，右足を台の前方に出して準備動作を取らせた．その後身体重心を徐々に前に傾けていき，台端から 40 cm 前方に右足で着地させた．着地の際は第二趾と踵骨の中心を結んだ足部の長軸が進行方向と平行になるように指示し，全ての試技において検者が足部の向きが進行方向と平行であることを確認した．着地の目標点として，フォースプレート上にガイドラインを示し，そのガイドライン上に第二趾と踵骨

の中心を結んだ足部の長軸が着地するように指示した。ガイドラインは、被写体で吸収を受けたエックス線を光に変える image intensifier から 10 cmの距離で、image intensifier と平行をなすように示した。着地後はその場でバランスをとって静止するように被験者に指示した。実験に先立って被験者には着地動作を説明し、練習を行わせた。全ての実験試技は検者の監視下で実施させ、動作中を通じて膝関節伸展位が保持されていたこと、足部の長軸が進行方向と平行に着地したこと、および着地後にその場でバランスをとって静止したものを成功試技と判定した。

### 3) 解析

得られたエックス線画像はグラフィックソフト(CANVAS<sup>TM</sup>X, ADC Systems)および座標取得ソフトSimple Dizitizer (open source)を使用して解析した。本実験の解析手順は二章の実験の手順に準ずるものである。

#### ）校正

実験に先立ってアクリル板に直径 2 mm の穴の開いた 12 の金属ポイントを 5 cm間隔で配したキャリブレーショングリッドの撮影を行った。キャリブレーショングリッドを image intensifier から 10 cm の距離で image intensifier に平行に置き、撮影した。Image intensifier からの距離による拡大率について確認をするため、実験に先立って image intensifier から 5 cm と 15 cm の距離にキャリブレーショングリッドを置いてそれぞれ撮影し、2 枚の画像を重ね合わせて奥行きによる拡大率の差を調べた。この 5 cm と 10 cm は、着地動作を行わせた際に被験者の足幅がおおよそこの中におさまる距離である。2 枚の画像を重ね合わせたところ、229mm の撮像範囲の中の辺縁のポイントで 1.1 mm、1%未満であることを確認した。キャリブレーショングリッドは水平器を用いて地面に垂直をなすようにし、撮影した。キャリブレーショングリッド画像を解析前にあらかじめコンピュータに読み込ませ、実長換算を行った。

#### ）キネマティクスデータの取得

3 回の成功試技のうち、骨縁が最も鮮明な 1 試技を解析対象とした。再現性を確認するた



め、事前に 3 回の試技の級内相関係数を求めた。キネマティックデータの級内相関係数は  $r>0.94$ 、床反力データの級内相関係数は  $r>0.89$  であることを確認した。

得られたエックス線画像から被験者それぞれの踵骨・第一中足骨および第五中足骨の皮質骨と背景色との境界部に点を打ち、骨型テンプレートを作成した。この骨テンプレートを 1 フレーム毎にエックス線画像に移動する踵骨・第一中足骨および第五中足骨それぞれにマッチングさせていき、キネマティックデータを取得した。矢状面上でのアーチの動きは角度の変化および並進運動で記述した。本研究で用いた内側アーチおよび外側アーチの定義はWearingらの定義<sup>57)</sup>を参考に作成した。(Figure 3) テンプレートマッチングやデジタルサイズの際に生じるマニュアル誤差を最小限にするため、同一の検者がエックス線画像解析プロトコルを 10 回繰り返して値を求め、その際の標準偏差値を読み取り誤差とした。読み取り誤差は水平方向に 0.12 mm、鉛直方向に 0.18 mm、角度は  $0.5^{\circ}$  以下であった。

#### ）結果の記述

着地動作中の内外側アーチのキネマティクスは、爪先接地の瞬間から 20 コマ(約 333 msec)の間を解析区間とした。全ての結果は爪先が接地した時点からの変位置で示した。

#### ）統計検定

統計検定は男女のアーチの変形様式を比較するため、繰り返しのある一元配置分散分析を用い、有意水準を  $p<0.05$  とした。

### 【結果】

Table 2 に静止状態での非荷重位および荷重位で撮影したアーチ角の男女の比較を示す。内側・外側ともに非荷重位においてはアーチ角に男女間の有意な差はなかった。荷重位においては内側・外側ともに女性のアーチ角が男性のものよりも有意に大きい値を示した。

Figure 7 に 10 cm の高さからの片脚着地中における男女のアーチ角の変位・並進運動および床反力の鉛直成分の変化パターンを示す。アーチ角の変位は爪先接地後約 80~90 msec 後に最大値を示した。内側・外側ともにアーチ角の変位は男性よりも女性の方が有意に大

きい値を示した。(内側; 男性:  $3.17 \pm 3.3^\circ$ , 女性:  $7.12 \pm 2.1^\circ$ , 外側; 男性:  $7.78 \pm 2.7^\circ$ , 女性:  $10.1 \pm 2.4^\circ$ ) 並進運動については, 男女で差がなかった。

Table 2. Average values and standard deviations of the arch angles of males and females under the static conditions.

	Arch angle (deg)	Mean (SD) Males	Mean (SD) Females	Difference
No-loaded	Medial	129.5 (5.8)	129.8 (2.6)	n. s.
	Lateral	138.2 (6.2)	141.2 (1.3)	n. s.
Loaded	Medial	130.3 (5.9)	136.2 (2.3)	*
	Lateral	144.9 (6.1)	148.9 (1.3)	*

\* $p < 0.05$

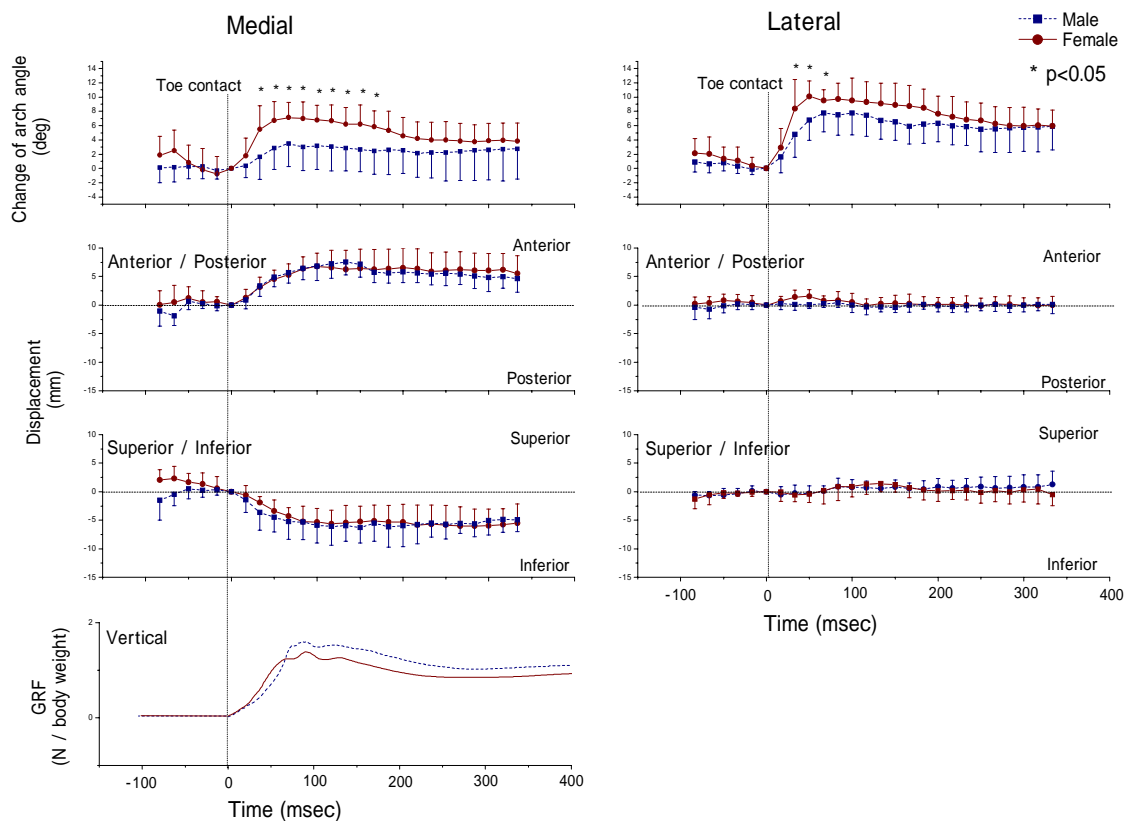


Figure 7. The mean values for the angular change and the translational motion of the medial and lateral longitudinal arches for males and females. The navy square plot shows the results of males. The wine circle plot shows the results of females. Vertical grand reaction forces are shown for the purpose of reference.

## 【考察】

静止状態で撮影したアーチ角について、内側・外側ともに非荷重位においてはアーチ角の男女の有意な差はなかった。一方、荷重位においては内側・外側ともに女性のアーチ角が男性のものよりも有意に大きい値を示した。本結果より、非荷重状態においては、矢状面上での足部アーチの性的な骨の配列の差は無いものと考えられる。一方、荷重下においてはアーチを構成する骨の配列は男女で異なることが示された。Zifchockらはスケールを用いた前足部高および足長のマニュアル測定の結果から、女性の足部アーチのスティフネスは男性よりも低いことを示している<sup>65</sup>。このことから、スティフネスの低い女性の足部アーチでは、荷重負荷によってアーチを構成する骨である踵骨と中足骨のなす角度が男性よりも大きく増大し、アーチ高が男性よりもより大きく落ち込んでいるものと推察される。

片脚着地動作を行った際のアーチ角の変位は内側・外側ともに男性よりも女性の方が有意に大きい値を示した(Figure 8)。一般的に女性は高い関節弛緩性を有する<sup>60, 61</sup>ことが知られており、本実験の結果もこれによるものと考えられる。

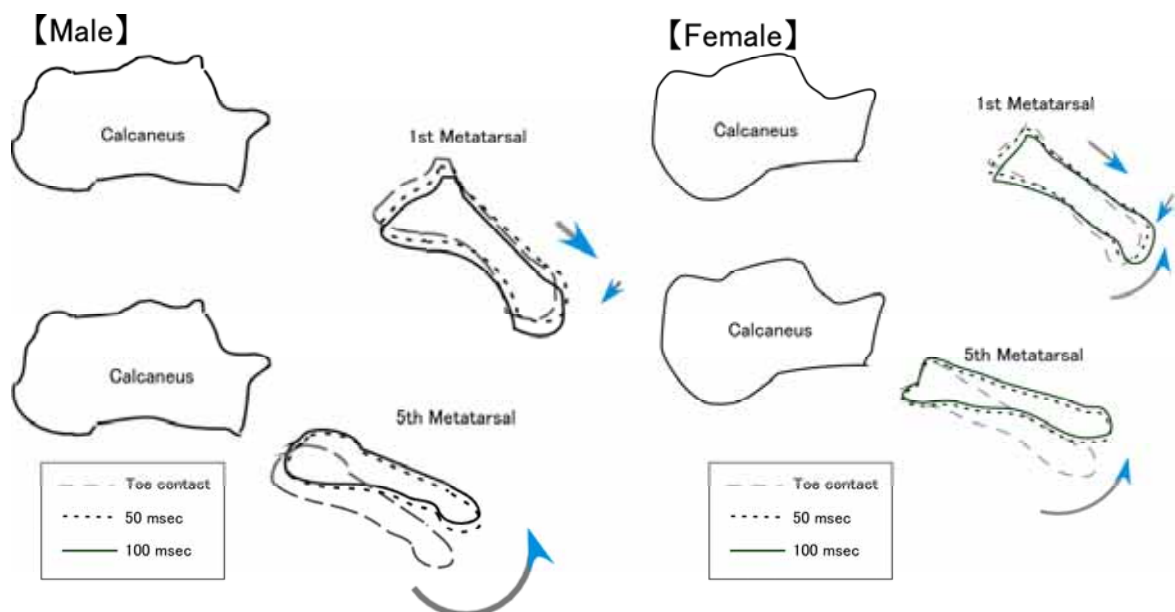


Figure 8. Motion differences of the first and fifth metatarsals with respect to the calcaneus between males and females.

アーチのスタビリティに関しては、Basmajianらが骨に次ぐアーチの最も重要な安定化機構は靭帯組織であると述べている<sup>66</sup>。Huangらは切断肢を用いた実験の結果から、アーチの安定化に最も貢献する組織は足底筋膜であり、ついで底側楔舟靭帯および底側中足靭帯、スプリング靭帯であると述べている<sup>67</sup>。また、低いアーチ及び回内足は足底筋膜に大きな張力が生じるため、微細損傷のリスクが高いことが報告されている<sup>68</sup>。これらの先行研究と本研究の結果を合わせて勘案すると、女性の足は静的な荷重負荷だけでなく、ダイナミックな動作中においてもアーチの支持機構として働く足底軟部組織に相対的に大きな張力が生じていることが推察される。そのため、女性の足部は足底筋膜炎に代表される足部軟部組織の損傷リスクが高いことが予測される。

踵骨に対する第一および第五中足骨の並進運動は男女で同等であった。先行する研究においてこの第一中足骨の並進運動は、距骨下関節で起こっているものと予測されている<sup>69</sup>。このことより、着地動作中における男女の距骨下関節の運動には差が無いと予測される。しかしながら距骨下関節の動きは矢状面上で計測可能な二次元的な運動ではなく、三次元的な動きであることから、矢状面上から逸脱する三次元的な関節の動きが本実験の結果に含まれていることが予測される。したがって、並進運動の解釈に関しては距骨下関節の三次元解析を行った後に再度検討する必要があると考えられる。

## 【結論】

本実験は、若年健常男女を対象として静止状態および着地動作中の足部のエックス線撮影を行い、足部アーチの変位の性差を比較した。実験の結果、静止状態および着地動作のいずれの条件下においても女性の足は男性に比べて可動性が高いことが明らかとなった。

## 第四章【研究 3: 2D-3D Registration Method を用いた足関節の三次元解析】

### 【緒言】

足関節複合体は距腿関節および距骨下関節からなる．足関節の動きは，距腿関節と距骨下関節の二つの関節での動きを複合したものであり，単なる蝶番ではない<sup>70</sup>．特に後足部はアーチ構造と共に歩行やスポーツ動作時に力の伝達をしたり，動作に伴って生じる衝撃を緩衝する足部の機能構造であると言われる．この後足部の機能的な動きは多くの場合回内と呼ばれ，距骨下関節で起こり，回内に付随して脛骨の内旋が起こるといわれている．足部回内は，衝撃の吸収に寄与する一方でその動きが過度に起こるとシンスプリントや疲労骨折などのランニング障害などの一因となりうる<sup>71, 72</sup>ことも指摘されている．そのため，多くの研究者がランニングや着地動作中の足部の回内・回外に着目し，障害の発生メカニズムとの関連を明らかにする試みを行ってきた．

障害の発生メカニズムの解明や臨床応用のためには，足関節を構成する骨の動きの正確な定量的データが必要とされる．そのため，多くの研究者がこの課題に挑戦したが，動作中の距骨の動きの測定ができないという問題がこれまで解決されてこなかった．動作中の関節のキネマティクスを計測する方法として，近年，光学的手法による動作解析が一般的になりつつある．この方法は，生体の骨ランドマークの皮膚上に配した反射マーカの位置座標から関節の動きを計算するものである．この方法で足関節の動きを解析することに関して，Westbladらは皮膚上に貼付したマーカーから計算した値と骨ピンマーカーから計算した値を比較し，距骨下関節の内返し・外返しにおけるRMSの差が $2.1^{\circ}$ であった<sup>30</sup>と報告しており，皮膚マーカーを用いた計測結果の信頼性は高くないことを示している．動作中の足関節の骨の動きを高い精度で計測しうる方法として，骨ピンを用いる方法がある<sup>29</sup>．しかしながらこの方法は，侵襲性が高いために多くの被験者を対象として実験をすることが難しく，また，骨ピンを挿入していることによる違和感や痛みのために自然な動きが妨げられる可能性が否定できない<sup>29</sup>．特別な機械を用い，切断肢に歩行を模した荷重をかけ，

関節の動きを計測した研究<sup>45</sup>もあるが、切断肢においては筋腱の張力が低下しているため、生体とは結果が異なることが予測される。骨の相対的な位置関係を厳密に計測する方法として、単純エックス線画像やCT<sup>73</sup>・MRI<sup>74, 75</sup>を用いた研究が近年多くなされている。しかしながらこれらの研究の多くは静的状態での計測や非荷重状態での計測に限定されている。このような中で近年、エックス線動画像を用いて関節のキネマティクスを明らかにする研究が注目されている<sup>76</sup>。この方法は生体で荷重を伴う動作を対象とし、比較的低い侵襲で骨そのものの相対的な位置関係を計測することが可能である。しかしながら現段階では動画像を撮影する機器の限界により、7.5~30Hz程度のサンプリング周波数で極めて低速度の歩行や階段昇降の解析にとどまっている。

このような理由により、生体を対象として足関節の動きを厳密に定量的に示した研究は少なく、また着地動作のように大きな衝撃が生じる動作中の距腿関節と距骨下関節のキネマティクスを同時に計測した研究は存在しない。したがって本実験の目的は、片脚着地時における、距腿関節および距骨下関節の運動解析を行うこととした。

## 【方法】

### 1) 被験者

第二章・第三章の実験に参加した被験者の中から追加実験が実施可能であった男女各 3 名を対象として CT 撮影を行った。被験者の身体特性は男女それぞれ、男性；年齢：24.3 ± 0.9 歳；身長：172.0 ± 2.8 cm；体重：66.0 ± 5.4 kg；BMI：22.4 ± 2.4，女性；年齢：22.3 ± 2.9 歳；身長：165.7 ± 6.1 cm；体重：56.6 ± 7.6 kg；BMI：20.5 ± 1.6 であった。全ての被験者は追加実験の時点においても下肢に重篤な外傷・障害や手術歴の無い者であり、また実験を実施する時点で歩行やスポーツ活動に支障をきたすような症状を有さない者であった。本実験は早稲田大学スポーツ科学学術院の倫理委員会の審査を受け、承認を受けて実施した。被験者には実験に先立ち、研究内容の説明を文書および口頭で行い、実験に被験者として自主的に参加する旨の同意を得た。

## 2) 画像データの取得

マルチスライス CT 撮影装置(PHILIPS IDT 16, Koninklijke Philips Electronics N.V.)を用いて CT 撮影を行った。被験者には撮影ベッド上で仰臥位を取らせ、足関節を 0 度に固定した状態で撮影を行った。撮影時間時は準備を含めて約 10 分であった。CT 画像は、外果を中心として近位方向・遠位方向それぞれ 15 cm の範囲を対象とし、0.4 mm 間隔で撮影を行った。その際の撮影条件は、120 kV・200 mAs/slice、15.5 m グレイであった。

着地動作時の動画は、本論文第二章および第三章で撮影した 10 cm の高さからの着地動作の動画を使用した。

## 3) 解析

着地動作を行った際の距腿関節および距骨下関節について、爪先が接地してから 250 msec の間の両関節の動きを 3D-2D model-image registration<sup>51</sup>を用いて解析した。

### ）骨モデルの作成

得られたCT画像はImage J (open source)を用いて解析に必要な部分を抽出した。抽出した部分は、距腿関節から近位方向に 15 cmのスライスから踵骨および距骨が収まるスライスまでとした。画像を抽出した後、DICOMファイルからアナライズファイルへの変換を行った。その後、被験者それぞれのCT画像より作成したアナライズファイルをITK-SNAP (open source)<sup>77</sup>で読み込み、脛骨・距骨および踵骨の各骨をセグメンテーションし、三次元骨モデルmeshを作成した。

### ）骨座標軸の設定

作成したそれぞれの三次元骨モデルmeshに骨座標軸を設定した。(Geomagic studio, Raindrop Geomagic) 先行する研究に則り、脛骨・距骨および踵骨それぞれの骨座標は以下の通り設定した<sup>76</sup>。脛骨においては、脛骨天蓋の中央部で最も平らな点を原点とし、脛骨天蓋前方の直線に直行する線をX軸、脛骨軸をY軸とした (Figure 9)。

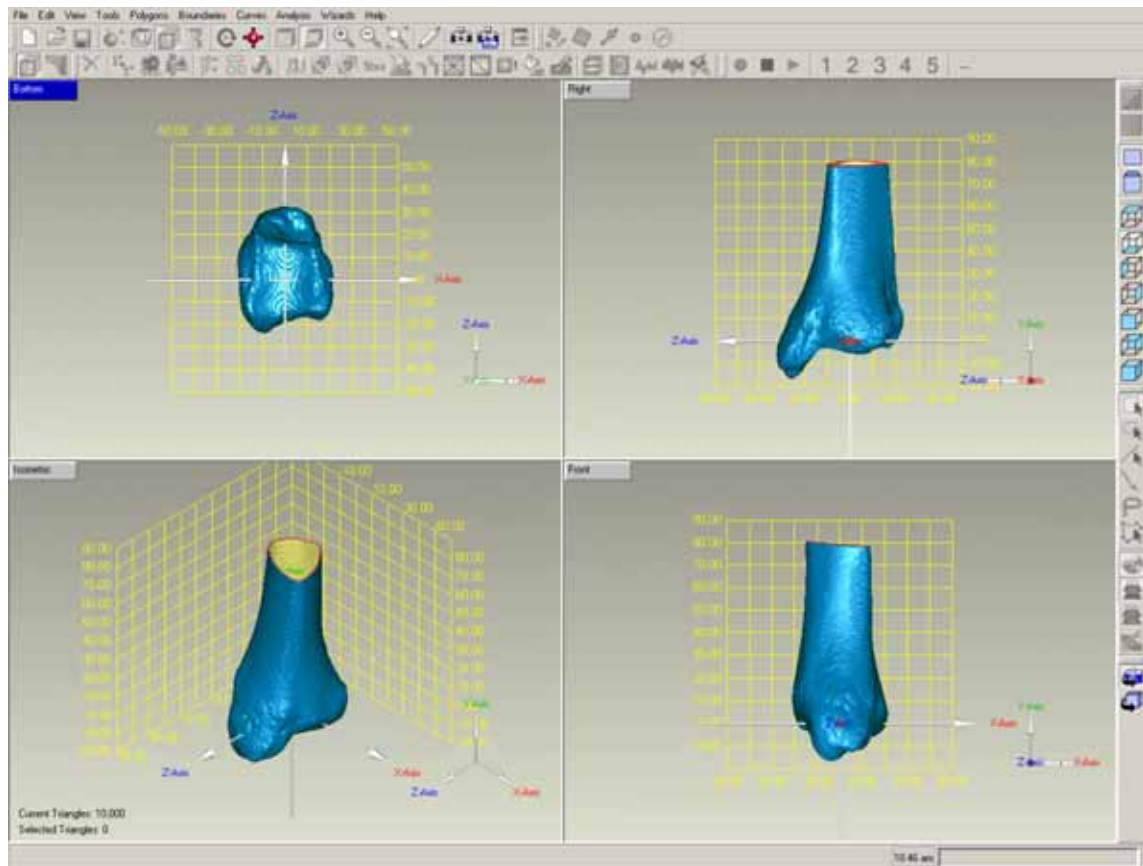


Figure 9. Anatomical coordinate system of tibia.

距骨においては，距骨滑車の内側縁と外側縁の中央を通る関節面を矢状面上で円に近似し，その円の中心を原点とした (Figure 10)．原点を通り，前額面上で距骨滑車の内側縁と外側縁を結んだ直線と平行な直線を Z 軸とし，原点と距骨滑車の内側縁と外側縁の中央を通る線を通り，脛骨滑車の最も高い点を通る直線を Y 軸とした (Figure 11)．



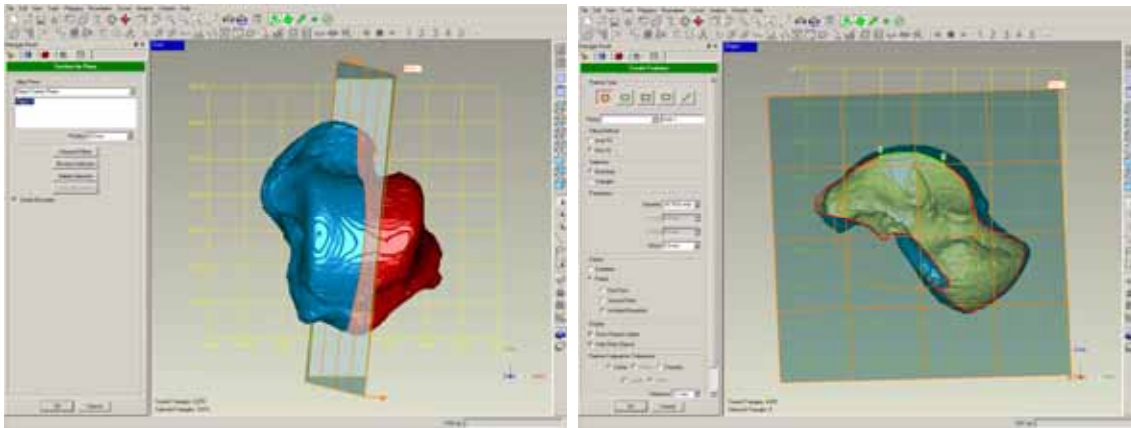


Figure 10. The origin of talus.

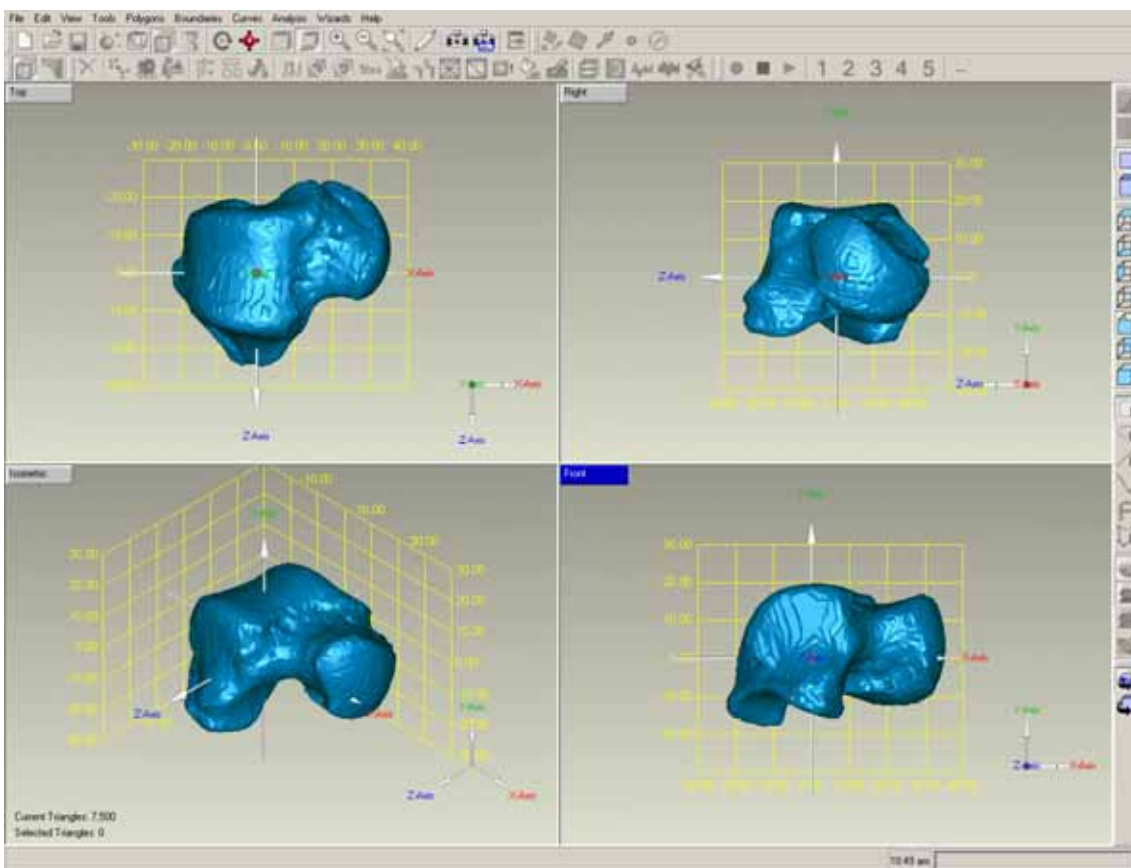


Figure 11. Anatomical coordinate system of talus.

踵骨においては，前額面より踵骨を観察し，中距骨関節面および後距骨関節面それぞれが持つ外側のカーブの変局点を結んだ直線の中点を原点とした．原点を通り，踵骨下面に平行な直線を X 軸とし，踵骨の外側壁と平行な直線を Y 軸とした (Figure 12) ．

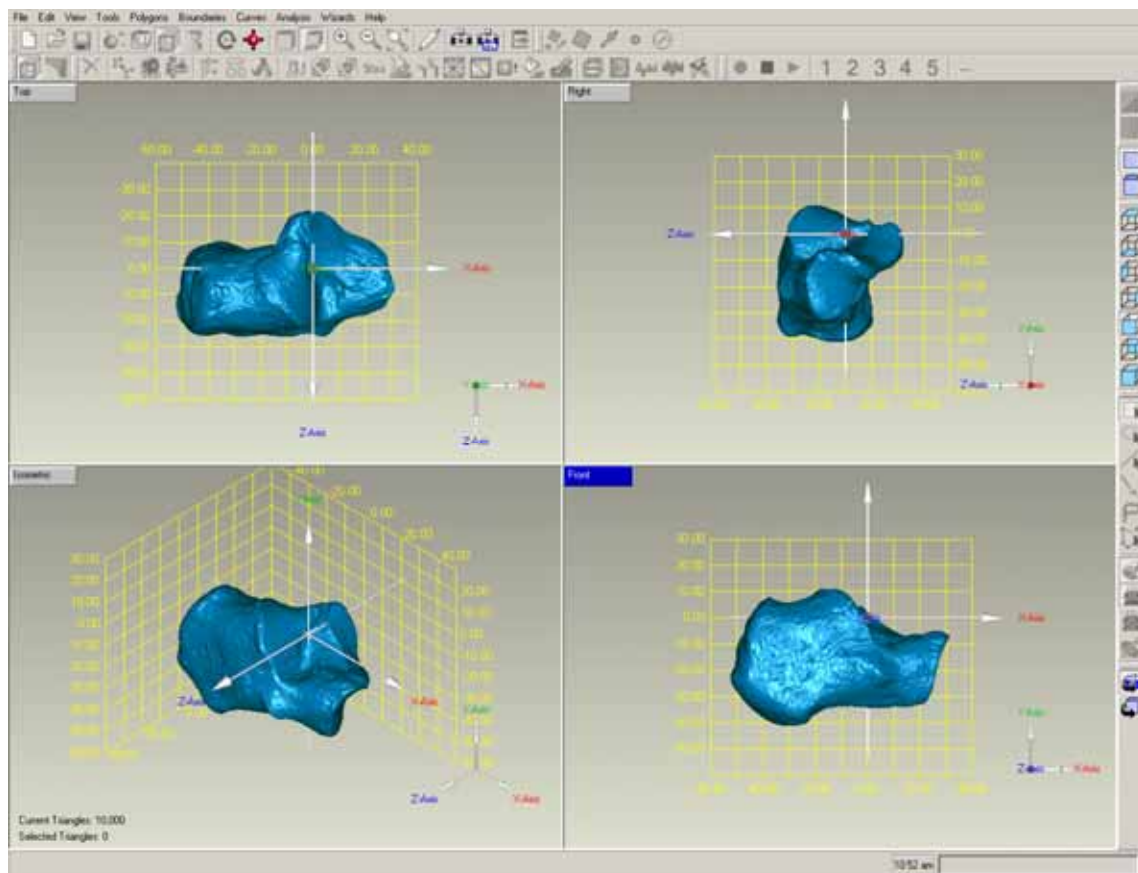


Figure 12. Anatomical coordinate system of calcaneus.

#### ）較正

実験に先立ってキャリブレーションジグの撮影を行った (Figure 13) ．キャリブレーションジグは 2 層の亚克力板によって構成され，土台に密着している面には格子状にマーカーが配置されている．この面は grid plane と呼ばれ，画像の歪みの補正に利用される．また，

土台の 30cm 上方には star grid があり，マーカーが星型に配されている．Star grid は焦点距離および焦点中心の算出に利用される．Grid および Star に組み込まれているマーカーは直径が約 1mm であり，grid は 1 インチ間隔，star は 0.5 インチ間隔でマーカーが配置されている．

Shape matching の作業に先立ち，fluoroscopy で撮影した画像の歪みを補正した．画像の歪み補正には，本研究で用いた解析手法である 3D-2D model-image registration を開発した Scott A. Banks らの研究グループが作成した X-cal (Mat Lab)を使用した．キャリブレーションジグ画像を X-cal (Mat Lab)で読み込み，スターおよびグリッドの各点を認識させて歪みの較正に必要な値を算出し，calibration file を作成した．作成した calibration file を用いて fluoroscopy で撮影した画像の歪みを補正し，較正した．

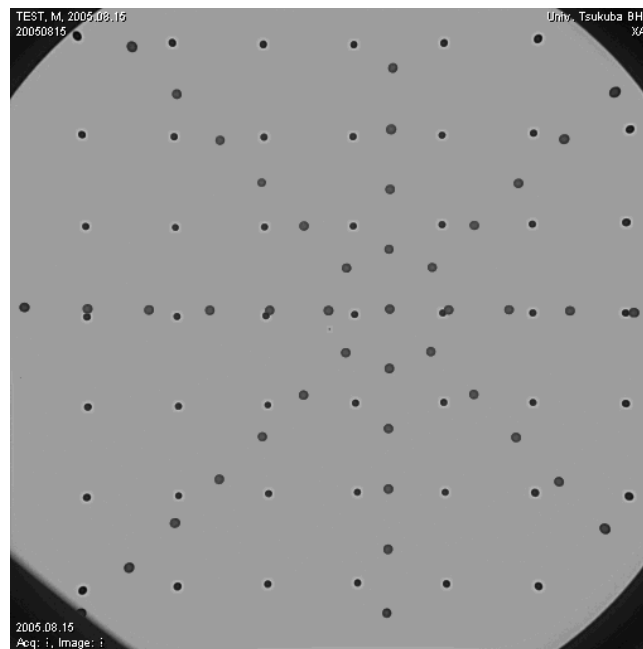


Figure 13. Calibration jig image used for this study

#### ）キネマティクスデータの取得

Shape-matching techniqueにより，歪みを補正したfluoroscopy画像上で三次元骨モデルをマッチングさせて座標データを得た<sup>51</sup> (JointTrack, open source) (Figure 14)．本研究で用いたものと同じの解析プロセッサおよびマッチングソフトを用いて膝関節のキネマティクスを解析した研究において，その誤差はin-plane translationが 0.53 mm ,out-of-plane translationが 1.6 mm , rotation 0.54 °であったと報告されている<sup>78</sup>．同一の検者が本実験で用いた解析プロセッサを 3 回繰り返して値を求めたところ，その誤差は平均でin-plane translation 0.60 mm , out-of-planが 1.8 mm , rotation 0.59 ° と，膝関節における報告とほぼ同等の値を得ることができた．解析画像面得られた座標データより，骨同士の相対的な位置関係を求めることにより，ランディング中のキネマティクスデータを得た．距腿関節の動きは脛骨に対する距骨の動きとし，距骨下関節は距骨に対する踵骨の動きとして計算を行った．X軸(前後方向)周りの回転を内返し・外返し，Y軸(上下方向)周りの回転を内旋・外旋，Z軸周り(内外側方向)の回転を底背屈と規定した．

#### ）結果の記述

着地動作中の距腿関節および距骨下関節の三次元キネマティクスは，爪先接地の瞬間から 250 msec の間を解析区間とした．全ての結果は爪先が接地した時点からの変位置で示した．

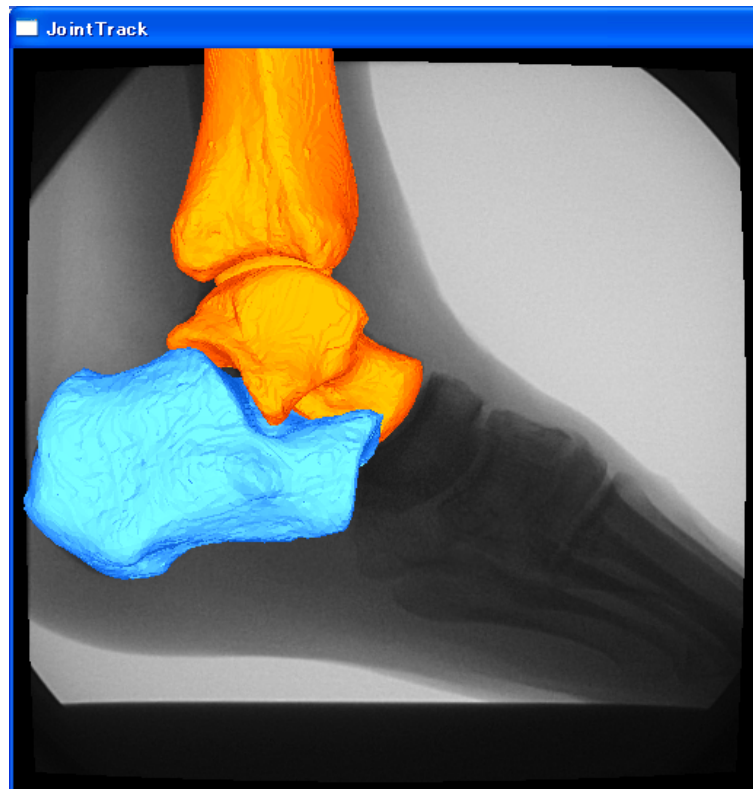


Figure 14. Shape matching of the tibia, talus and calcaneus. The bone models were projected onto the distortion-corrected image, and their dimensional poses were iteratively adjusted match with the fluoroscopic image. Note that a sagittal fluoroscopic image is used.

## 【結果】

着地動作を行った際の距腿関節および距骨下関節の角度変化を Figure 15 に示す .距腿関節においては , 主に脛骨に対する距骨の背屈が起こっていた . 距骨下関節においては , 距骨に対する踵骨の背屈・外返し・外旋の複合的な動きが起こっていた . 底背屈の角度変位は , それぞれ距腿関節  $19.7 \pm 7.2^\circ$  距骨下関節  $5.1 \pm 2.6^\circ$ であった . 外返し・内返しの角度変位はそれぞれ距腿関節  $2.4 \pm 1.8^\circ$  距骨下関節  $6.4 \pm 2.9^\circ$ であった . 外旋・内旋の角度変位は , それぞれ距腿関節  $3.3 \pm 2.0^\circ$  距骨下関節  $6.3 \pm 1.9^\circ$ であった .

着地動作を行った際の距骨の脛骨に対する並進運動および距骨の踵骨に対する並進運動について被験者全員の値を Figure 16 に示す . 両関節における前後方向への変位量は両関節

とも 2mm から 3mm 以内である傾向がみられたが，個人によるばらつきが大きく，また一定した傾向はみられなかった．

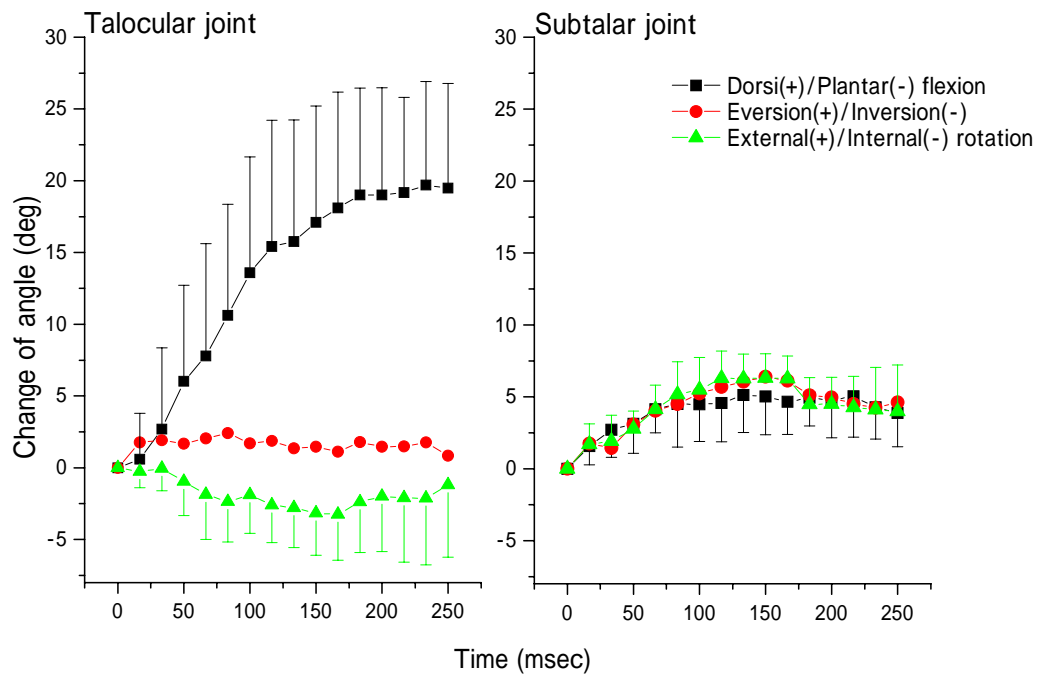


Figure 15. Three-dimensional kinematics at the talocalcral joint and the subtalar joint. The black square plot shows the motion of dorsi/plantar flexion. The red circle plot shows the motion of eversion/inversion. The green triangle shows the motion of internal/external rotation.

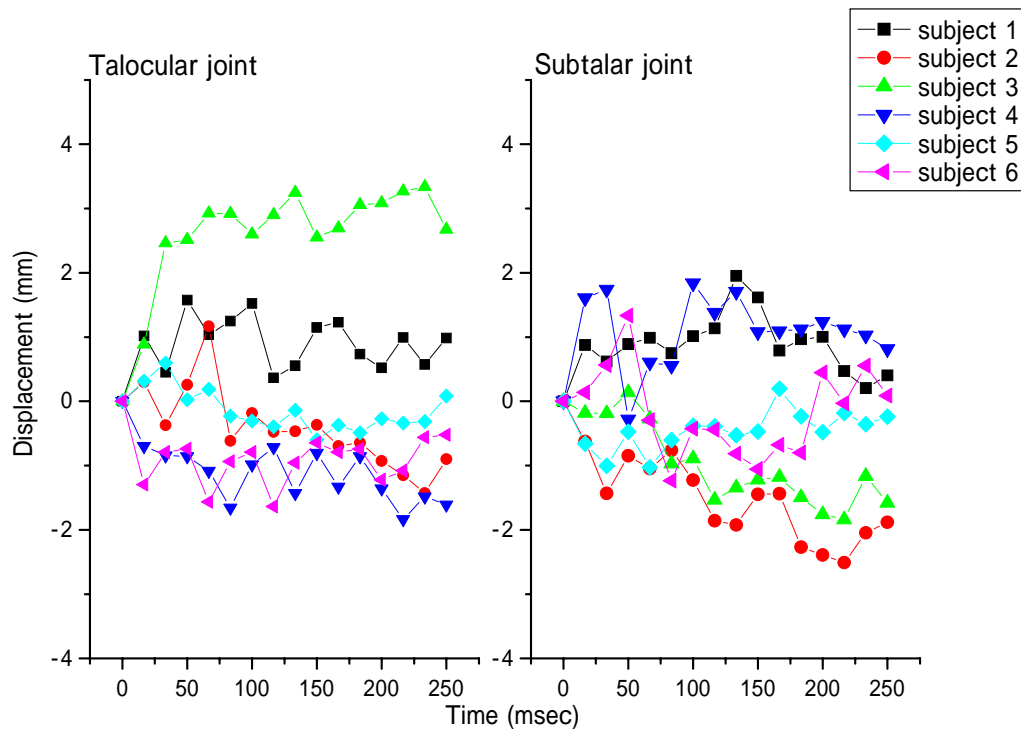


Figure 16. Anterior-posterior displacement at the talocalcaneal joint and the subtalar joint of all subjects.

### 【考察】

本研究は生体を対象として、着地動作のように速い速度で起こり、また大きな衝撃が生じる動作中の距腿関節と距骨下関節のキネマティクスを同時に計測した初めての報告である。着地動作中、距腿関節では主に脛骨に対する距骨の背屈が起こっていた。距骨下関節においては、踵骨が距骨に対して背屈・外返し・外旋する複合的な動きが起こっていた。

着地動作中の距腿関節の動きは、主に脛骨に対する距骨の背屈であった。距骨は腱の付着が無いために、その動きが関節面の構造、生じる外力(衝撃)および靭帯によって規定される。本実験で行った着地動作においては、足関節は受動的に背屈させられる力を受け、距腿関節の構造に従って背屈したものだと考えられる。

距骨下関節においては、踵骨の背屈・外返し・外旋の複合的な動きが起こった。この結

果は、着地動作中に距骨下関節において回内が起きていることを示している。本結果から距骨下関節の運動軸を同定する事はできないが、先行する研究で示されているとおり、回内が傾斜した運動軸上(踵骨外側後方から距骨の内側前方に向かう軸)で起きている<sup>79, 80, 81</sup>ことを示唆している。

切断肢に脛骨軸方向より荷重を加え後足部の骨の動きを調べた研究においては、490 Nの荷重を加えると距骨下関節で 2° 背屈・3° 内返しおよび 1° の外旋、距腿関節で 4° 背屈および 3° 内旋が観察されている<sup>82</sup>。本実験から得られた可動域はこの研究の結果よりも大きい値であったが、この違いは、切断肢では筋収縮を伴わないこと、荷重の作用の仕方が着地動作とは全く異なるものであること、また荷重の大きさが違うことなどによるものと考えられる。非荷重状態と荷重状態で足関節を最大背屈位から最大底屈位に運動させる実験においては、両条件下の距骨下関節の運動パターンは類似したものであるが、荷重状態での運動の方が常に 7~8° 踵骨がより外返しした位置で運動し、またより背屈・外旋していた<sup>76</sup>と報告されている。先行する研究によると、荷重により底踵舟靭帯が緩みの無い状態になることにより、距骨頭と載距突起の接する面が最大になる、つまり、距骨下関節が回内し'close-packed' positionを取ることで、距踵関節が安定化することが報告されている<sup>83</sup>。また、他の研究によっても距骨下関節が内返しのポジションよりも外返しのポジションで後方の関節面の同士の接する面積が 54%大きくなることが明らかになっている<sup>84</sup>。つまり、着地動作に伴い、距骨下関節で回内もしくは内返しが起こったことにより、関節面同士の接する面積をより大きくし、安定化を図る役割を担うものであったと推察される。

近年の報告によると、足部の動きに関わらず、距骨下関節は回転軸が一つの一自由度の関節であり、また距腿関節もおおむね一軸の運動をするため、足関節の動きはこれら一軸周りに動く二つの関節のコンビネーションによるもの<sup>37</sup>と報告されている。本結果からも足関節の動きが単純な蝶番関節ではないことが支持された。また、これらの両関節の動きが複合することにより、共同して着地時の衝撃を緩衝しているものと予測される。

第二章の研究より、内側アーチの並進運動には距骨下関節の関与が考えられた。そのた



め、本研究においても距骨下関節における並進運動を明らかにすることを試みた。しかしながら本研究においては、算出された並進運動の値が小さく、誤差との判別がつかなかった。また、個人によるばらつきが大きく、一定した傾向が明らかにならなかったため、定量化するには至らなかった。臨床においては距骨下関節不安定症の評価に前方引き出しテストが多く用いられており、この関節で起こる並進運動を定量化することにより、距骨下関節不安定症に対する理解を深める上で有用な情報を示しうる。そのため、並進運動に対する解析技術の進歩が期待される。

第三章の研究により、着地動作中の足部アーチの変位には性差があることが明らかとなった。本研究では、被験者数が少ないため、性差の検討は行っていないが、今後被験者数を増やしてさらなる検討をすることが必要である、

本実験の限界として、エックス線を使用する計測であるため、被験者数が少ないこと、また、一方向から撮像した画像であることがあげられる。二方向から撮像した動画像を用いることにより、より精度の高いデータが得られると予測されるが、試技空間の制約がより大きくなるため、今回のようなダイナミックな動作の計測は不可能である。

しかしながら、本研究は生体を対象として、着地動作中の距腿関節と距骨下関節のキネマティクスを同時に計測した初めての報告であり、足関節の機能をより深く理解するうえでの重要なデータとなるとともに、今後障害を有する足のデータの比較などに応用されることが期待できる。

## 【結論】

本実験は、若年健常男女を対象として着地動作中の足部のエックス線撮影を行い、距腿関節および距骨下関節のキネマティクスを三次元的に明らかにした。実験の結果、距腿関節において主に距骨の脛骨に対する背屈が起こり、距骨下関節で踵骨の距骨に対する背屈・外返し・外旋の複合した動きが起こることが明らかとなった。

## 第五章

### 【総合論議】

本論文の一連の研究は、足部および足関節の運動解析に新たな展開をもたらすため、エックス線動画を用いた着地動作の運動解析を行った。

第二章では、若年健常男性を対象として着地動作中の足部のエックス線撮影を行い、足部アーチの変位を詳細に調べた。実験の結果、片脚着地動作時の内側アーチと外側アーチの運動様式はそれぞれ異なり、内側アーチは角度変化が小さく並進運動の要素が大きく、一方、外側アーチの運動様式は、角度変化が主であり、並進運動の要素は小さいことが明らかとなった。

第三章では、若年健常男女を対象として静止状態および着地動作中の足部のエックス線撮影を行い、足部アーチの変位の性差を比較した。実験の結果、静止状態および着地動作のいずれの条件下においても女性の足は男性に比べて可動性が高いことが明らかとなった。

第四章では、若年健常男女を対象として着地動作中の足部のエックス線撮影を行い、距腿関節および距骨下関節のキネマティクスを三次元的に明らかにした。実験の結果、距腿関節において主に距骨の脛骨に対する背屈が起こり、距骨下関節で踵骨の距骨に対する背屈・外返し・外旋の複合した動きが起こることが明らかとなった。

第二章・第三章で明らかとなった内側アーチの並進運動については、距骨下関節の関与が疑われた。第四章では距骨下関節の動きを解析し、背屈・外返し・外旋の複合した動きが起こっていることが明らかとなった。この複合的な動きは撮影面である矢状面から逸脱する動きであり、この運動が並進運動のデータに含まれていると予測された。

一連の実験の結果より、足部足関節が共同して着地時の衝撃緩衝の役割を担っていることが明らかとなった。足部縦アーチ・距骨下関節および距腿関節それぞれの変位量が最大値を取ったのは、足部縦アーチは爪先接地後 80~100 msec、距骨下関節は爪先接地後 100~150 msec、距腿関節は 150~200 msec であった。動画像においては、爪先で接地した

後約 80~100 msec で踵部が接地していた．床反力鉛直成分は爪先接地後約 80~100 msec 後に最大値を取った．つまり，爪先接地によって生じるファーストインパクトはアーチ変形によって衝撃を緩衝し，踵部が接地し床反力の鉛直成分が最大となった後は距骨下関節に次いで距腿関節が動くことにより衝撃を緩衝していると考えられる．また，この一連の関節の動きは遠位関節から近位関節への運動連鎖と解釈することができ，一連の動きによって衝撃吸収に寄与しているものと考えられる．

本研究においては，足部・足関節の機能的変形を調べるため，実験試技を膝関節伸展位を保持した状態での着地動作とした．しかしながら実験的に統制した着地ではなく，自然な状態で着地動作を行わせた場合，膝関節および股関節の屈曲を伴って着地動作は行われる．着地動作を行わせた場合，膝関節の屈曲が着地時の衝撃緩衝に最も寄与することが報告されており<sup>85</sup>，足関節の回外からの回内は，膝関節の屈曲による衝撃緩衝を補助する役割を果たす<sup>58</sup>と述べられている．したがって実際のスポーツ現場においては，足部アーチおよび足関節の機能的な変形とともに，膝関節および股関節の屈曲によって各関節および脳への衝撃を小さくしていると予測できる．

本実験の結果は，10 cmの高さからの片脚着地を行った場合の結果である．着地を行う際，被験者は足関節をわずかに底屈させ，爪先から接地していた．足関節の底屈に伴って着地の瞬間は後足部が回外していることが予測され，そのため，中足部の全体的な柔軟性が制限されていた可能性がある．着地動作を行った際に生じた床反力鉛直成分の最大値は，被験者それぞれの体重の 1.7~1.9 倍であった．歩行中に生じる床反力鉛直成分の最大値が体重の約 1.2 倍<sup>86</sup>，ランニングでは約 3.6 倍<sup>87</sup>と報告されていることから，本実験の着地によって生じた衝撃の大きさはスポーツ活動と比較すると小さいものであった．切断肢を用いた研究では，荷重負荷の大きさに応じて足部アーチの骨配列は変化することが報告されている<sup>88</sup>．したがって，更に高い高さより着地動作を行った場合や，大きな衝撃力の生じる動作を行った場合，または，ランニングなど接地の仕方が異なる動作を行った場合は，今回の結果とは異なる結果が出る可能性が予測される．

本研究は、足部の運動解析を詳細に行うことによって、外傷・障害の発生メカニズム解明およびその予防に向けての基礎的データを示した。本研究においては足部のキネマティクスに焦点を絞って研究を進めたが、運動器の機能は構造とそこに働く力および動きの相互作用で成り立っており、さらに神経筋機能や固有受容器なども関与する複雑系である。神経筋機能と足部アーチの関連について検討した研究においては、内側アーチを支持する筋として後脛骨筋などの外在筋の寄与が大きいことが<sup>89, 90</sup>示されている。内在筋について、脛骨神経ブロックをすると母趾外転筋の筋活動が低下し、舟状骨高が有意に減少することが報告されており、内在筋も内側アーチの保持に寄与していることが推察されている<sup>91</sup>。着地やランニング時の着地に先行する足関節の運動に関する研究もある。Caulfieldらは 40 cm の高さから着地動作を行わせると、着地の 20 msec 前から爪先接地の瞬間までに 17.5° 底屈すると報告している<sup>92</sup>。また、着地の前には足関節の底屈だけでなく、回外もしていることが報告されている<sup>93, 94</sup>。Reberらはランニング中に足部が地面に接地するのに先行して筋活動が起こることを報告し、足関節の安定性の調節に中枢神経系が関与することを示した<sup>95</sup>。着地動作においても、接地に先行して筋活動が起こると報告されている<sup>93, 94</sup>。さらに足底に多く存在するメカノレセプターからのフィードバックはバランス保持や身体の支持・移動において重要な役割を果たしており、インソールの形状を変えることなく材質のみを変えることによって歩行パターンや下肢の筋活動パターンに変化が生じることも報告されている<sup>96</sup>。これらより、足部の機能に関してはさらに多角的な分析が必要だと考えられる。

本研究を基にした研究の展開には、以下のようなものが考えられる。一つは足部・足関節の外傷・障害に関する研究がある。本研究の被験者は、いずれの実験においても健康な若年男女で下肢に重大な既往歴や手術歴または変形などが無い者であった。そのため、本研究では基礎的なデータ得られた。今後、外傷・障害の発生した足のデータと比較することにより、発生メカニズムの推定、治療やリハビリテーションといった臨床に役立つ知見が得られると考えられる。二つ目に、異なる年齢層の被験者を対象として実験を行い、今回の研究で得たデータと比較することにより、足部・足関節の発育発達の様子や、老年性

の変形や変化についても新たな知見が得られるものと考えられる．また他の方向性として，足底挿板やスポーツシューズの開発へ応用することも可能であると考えられる．したがって，本研究を基にした更なる研究の展開が期待される．

本論文の一連の研究によって，足部および下肢の障害の発生メカニズムを明らかにし予防するスポーツ医学の分野，スポーツシューズや足底板の構造や機能の検討をするスポーツ工学分野の発展に向けてのデータを示すことができたと考えられる．

## 第六章

### 【結論】

本論文は、片脚着地時における足部骨の変位について、運動学的視点からの基礎的なデータを示すことを目的として研究を行った。

その結果、以下の結論を得た。

- ・着地動作を行った際の内側・外側アーチの運動様式は、内側と外側で異なるものであり、内側アーチは角度変化が小さく並進運動の要素が大きいのに対し、外側アーチは角度変化が主であり、並進運動の要素は小さいことが明らかとなった。
- ・足アーチの変位については男性と女性とでその程度が異なり、静止状態および着地動作のいずれの条件下においても女性の足は男性に比べて可動性が高いことが明らかとなった。
- ・着地動作に伴う足関節の動きについては距腿関節・距骨下関節の両関節で起こり、距腿関節において主に距骨の脛骨に対する背屈が起こり、距骨下関節で踵骨の距骨に対する背屈・外返し・外旋の複合した動きが起こることが明らかとなった。

## 参考文献

1. van Mechelen W., Hlobil H., Kemper H. C. (1992) Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Med* 14:82-99.
2. Stanitski C. L. (1988) Management of sports injuries in children and adolescents. *Orthop Clin North Am* 19:689-698.
3. Stanish W. D. (1995) Lower leg, foot, and ankle injuries in young athletes. *Clin Sports Med* 14:651-668.
4. Korpelainen R., Orava S., Karpakka J., Siira P., Hulkko A. (2001) Risk factors for recurrent stress fractures in athletes. *Am J Sports Med* 29:304-310.
5. Withnall R., Eastaugh J., Freemantle N. (2006) Do shock absorbing insoles in recruits undertaking high levels of physical activity reduce lower limb injury? A randomized controlled trial. *J R Soc Med* 99:32-37.
6. Nigg B. M., Bahlens H. A., Luethi S. M., Stokes S. (1987) The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *J Biomech* 20:951-959.
7. Bobbert M. F., Yeadon M. R., Nigg B. M. (1992) Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. *J Biomech* 25:223-234.
8. Guettler J. H., Ruskan G. J., Bytowski J. R., Brown C. R., Richardson J. K., Moorman C. T., 3rd (2006) Fifth metatarsal stress fractures in elite basketball players: evaluation of forces acting on the fifth metatarsal. *Am J Orthop* 35:532-536.
9. Stacoff A., Reinschmidt C., Nigg B. M., van den Bogert A. J., Lundberg A., Denoth J., Stussi E. (2000) Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15:54-64.
10. Bandholm T., Boysen L., Haugaard S., Zebis M. K., Bencke J. (2008) Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with medial

- tibial stress syndrome. *J Foot Ankle Surg* 47:89-95.
11. Loudon J. K., Jenkins W., Loudon K. L. (1996) The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther* 24:91-97.
  12. Bennett J. E., Reinking M. F., Pluemer B., Pentel A., Seaton M., Killian C. (2001) Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *J Orthop Sports Phys Ther* 31:504-510.
  13. McPoil T. G., Cornwall M. W., Medoff L., Vicenzino B., Forsberg K., Hilz D. (2008) Arch height change during sit-to-stand: an alternative for the navicular drop test. *J Foot Ankle Res* 1:3.
  14. Song J., Hillstrom H. J., Secord D., Levitt J. (1996) Foot type biomechanics. comparison of planus and rectus foot types. *J Am Podiatr Med Assoc* 86:16-23.
  15. McPoil T. G., Cornwall M. W. (2005) Use of the longitudinal arch angle to predict dynamic foot posture in walking. *J Am Podiatr Med Assoc* 95:114-120.
  16. Cavanagh P. R., Morag E., Boulton A. J., Young M. J., Deffner K. T., Pammer S. E. (1997) The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech* 30:243-250.
  17. Knutzen K. M., Price A. (1994) Lower extremity static and dynamic relationships with rearfoot motion in gait. *J Am Podiatr Med Assoc* 84:171-180.
  18. Wearing S. C., Urry S., Perlman P. R., Dubois P., Smeathers J. E. (1999) Serial measurement of calcaneal pitch during midstance. *J Am Podiatr Med Assoc* 89:188-193.
  19. Carson M. C., Harrington M. E., Thompson N., O'Connor J. J., Theologis T. N. (2001) Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J Biomech* 34:1299-1307.
  20. Jenkyn T. R., Nicol A. C. (2007) A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. *J Biomech* 40:3271-3278.



21. Hunt A. E., Smith R. M., Torode M., Keenan A. M. (2001) Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 16:592-600.
22. Rattanaprasert U., Smith R., Sullivan M., Gilleard W. (1999) Three-dimensional kinematics of the forefoot, rearfoot, and leg without the function of tibialis posterior in comparison with normals during stance phase of walking. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 14:14-23.
23. MacWilliams B. A., Cowley M., Nicholson D. E. (2003) Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait Posture* 17:214-224.
24. Buczek F. L., Walker M. R., Rainbow M. J., Cooney K. M., Sanders J. O. (2006) Impact of mediolateral segmentation on a multi-segment foot model. *Gait Posture* 23:519-522.
25. Tranberg R., Karlsson D. (1998) The relative skin movement of the foot: a 2-D roentgen photogrammetry study. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 13:71-76.
26. Wrbaskic N., Dowling J. J. (2007) An investigation into the deformable characteristics of the human foot using fluoroscopic imaging. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 22:230-238.
27. Reinschmidt C., van Den Bogert A. J., Murphy N., Lundberg A., Nigg B. M. (1997) Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 12:8-16.
28. Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D'Lima D. D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I. (2002) ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech* 35:543-548.
29. Arndt A., Westblad P., Winson I., Hashimoto T., Lundberg A. (2004) Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking. *Foot*

Ankle Int 25:357-364.

30. Westblad P., Hashimoto T., Winson I., Lundberg A., Arndt A. (2002) Differences in ankle-joint complex motion during the stance phase of walking as measured by superficial and bone-anchored markers. *Foot Ankle Int* 23:856-863.
31. Stacoff A., Nigg B. M., Reinschmidt C., van den Bogert A. J., Lundberg A., Stussi E., Denoth J. (2000) Movement coupling at the ankle during the stance phase of running. *Foot Ankle Int* 21:232-239.
32. Arndt A., Wolf P., Liu A., Nester C., Stacoff A., Jones R., Lundgren P., Lundberg A. (2007) Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running. *J Biomech* 40:2672-2678.
33. Cracchiolo A., 3rd, Pearson S., Kitaoka H., Grace D. (1990) Hindfoot arthrodesis in adults utilizing a dowel graft technique. *Clin Orthop Relat Res*:193-203.
34. Kitaoka H. B., Luo Z. P., An K. N. (1998) Three-dimensional analysis of flatfoot deformity: cadaver study. *Foot Ankle Int* 19:447-451.
35. Udupa J. K., Hirsch B. E., Hillstrom H. J., Bauer G. R., Kneeland J. B. (1998) Analysis of in vivo 3-D internal kinematics of the joints of the foot. *IEEE Trans Biomed Eng* 45:1387-1396.
36. Sheehan F. T., Seisler A. R., Siegel K. L. (2007) In vivo talocrural and subtalar kinematics: a non-invasive 3D dynamic MRI study. *Foot Ankle Int* 28:323-335.
37. Goto A., Moritomo H., Itohara T., Watanabe T., Sugamoto K. (2009) Three-dimensional in vivo kinematics of the subtalar joint during dorsi-plantarflexion and inversion-eversion. *Foot Ankle Int* 30:432-438.
38. Beimers L., Tuijthof G. J., Blankevoort L., Jonges R., Maas M., van Dijk C. N. (2008) In-vivo range of motion of the subtalar joint using computed tomography. *J Biomech* 41:1390-1397.

39. Tuijthof G. J., Zengerink M., Beimers L., Jonges R., Maas M., van Dijk C. N., Blankevoort L. (2009) Determination of consistent patterns of range of motion in the ankle joint with a computed tomography stress-test. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 24:517-523.
40. Engsberg J. R., Grimston S. K., Wackwitz J. H. (1988) Predicting talocalcaneal joint orientations from talocalcaneal/talocrural joint orientations. *J Orthop Res* 6:749-757.
41. Siegler S., Chen J., Schneck C. D. (1988) The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints--Part I: Kinematics. *J Biomech Eng* 110:364-373.
42. Stahelin T., Nigg B. M., Stefanyshyn D. J., van den Bogert A. J., Kim S. J. (1997) A method to determine bone movement in the ankle joint complex in vitro. *J Biomech* 30:513-516.
43. Leardini A., O'Connor J. J., Catani F., Giannini S. (1999) Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system. *J Biomech* 32:111-118.
44. Bahr R., Pena F., Shine J., Lew W. D., Engebretsen L. (1998) Ligament force and joint motion in the intact ankle: a cadaveric study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6:115-121.
45. Nester C. J., Liu A. M., Ward E., Howard D., Cocheba J., Derrick T., Patterson P. (2007) In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model. *J Biomech* 40:1927-1937.
46. Smith L. S., Clarke T. E., Hamill C. L., Santopietro F. (1986) The effects of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. *J Am Podiatr Med Assoc* 76:227-233.
47. Kanayama M., Abumi K., Kaneda K., Tadano S., Ukai T. (1996) Phase lag of the intersegmental motion in flexion-extension of the lumbar and lumbosacral spine. *An in*

- vivo study. *Spine (Phila Pa 1976)* 21:1416-1422.
48. Cholewicki J., McGill S. M. (1992) Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements. *J Biomech* 25:17-28.
  49. Croft A. C., Krage J. S., Pate D., Young D. N. (1994) Videofluoroscopy in cervical spine trauma: an interinterpreter reliability study. *J Manipulative Physiol Ther* 17:20-24.
  50. Roozmon P., Gracovetsky S. A., Gouw G. J., Newman N. (1993) Examining motion in the cervical spine. I: Imaging systems and measurement techniques. *J Biomed Eng* 15:5-12.
  51. Banks S. A., Hodge W. A. (2004) 2003 Hap Paul Award Paper of the International Society for Technology in Arthroplasty. Design and activity dependence of kinematics in fixed and mobile-bearing knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 19:809-816.
  52. Li G., Wuerz T. H., DeFrate L. E. (2004) Feasibility of using orthogonal fluoroscopic images to measure in vivo joint kinematics. *J Biomech Eng* 126:314-318.
  53. Moro-oka T. A., Hamai S., Miura H., Shimoto T., Higaki H., Fregly B. J., Iwamoto Y., Banks S. A. (2008) Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics. *J Orthop Res* 26:428-434.
  54. Kaufman K. R., Brodine S. K., Shaffer R. A., Johnson C. W., Cullison T. R. (1999) The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med* 27:585-593.
  55. Gefen A., Megido-Ravid M., Itzhak Y., Arcan M. (2000) Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *J Biomech Eng* 122:630-639.
  56. Gefen A. (2003) Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot. *Med Eng Phys* 25:491-499.
  57. Wearing S. C., Smeathers J. E., Yates B., Sullivan P. M., Urry S. R., Dubois P. (2004) Sagittal movement of the medial longitudinal arch is unchanged in plantar fasciitis.

Med Sci Sports Exerc 36:1761-1767.

58. Maeda A., Shima N., Nishizono H., Kurata H., Higuchi S., Motohashi Y. (2003) Lower extremity function in terms of shock absorption when landing with unsynchronized feet. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 22:279-283.
59. de Asla R. J., Wan L., Rubash H. E., Li G. (2006) Six DOF in vivo kinematics of the ankle joint complex: Application of a combined dual-orthogonal fluoroscopic and magnetic resonance imaging technique. *J Orthop Res* 24:1019-1027.
60. Horton M. G., Hall T. L. (1989) Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Phys Ther* 69:897-901.
61. Woodland L. H., Francis R. S. (1992) Parameters and comparisons of the quadriceps angle of college-aged men and women in the supine and standing positions. *Am J Sports Med* 20:208-211.
62. Shultz S. J., Shimokochi Y., Nguyen A. D., Schmitz R. J., Beynnon B. D., Perrin D. H. (2007) Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo--Part II: relationship with anterior-posterior and general joint laxity in males and females. *J Orthop Res* 25:989-996.
63. Wilkerson R. D., Mason M. A. (2000) Differences in men's and women's mean ankle ligamentous laxity. *Iowa Orthop J* 20:46-48.
64. Park S. K., Stefanyshyn D. J., Loitz-Ramage B., Hart D. A., Ronsky J. L. (2009) Changing hormone levels during the menstrual cycle affect knee laxity and stiffness in healthy female subjects. *Am J Sports Med* 37:588-598.
65. Zifchock R. A., Davis I., Hillstrom H., Song J. (2006) The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. *Foot Ankle Int* 27:367-372.
66. Basmajian J. V., Stecko G. (1963) The Role of Muscles in Arch Support of the Foot. *J Bone Joint Surg Am* 45:1184-1190.

67. Huang C. K., Kitaoka H. B., An K. N., Chao E. Y. (1993) Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. *Foot Ankle* 14:353-357.
68. Taunton J. E., Ryan M. B., Clement D. B., McKenzie D. C., Lloyd-Smith D. R., Zumbo B. D. (2002) A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 36:95-101.
69. Fukano M., Fukubayashi T. (2009) Motion characteristics of the medial and lateral longitudinal arch during landing. *Eur J Appl Physiol* 105:387-392.
70. Mann R. (1994) *Biomechanics of the foot and ankle linkage*. W.B. Saunders, Philadelphia.
71. Clement D. B., Taunton J. E., Smart G. W. (1981) A survey of overuse running injuries. *Physician and Sportsmedicine* 9:45-58.
72. Hamill J., Bates B. T., Holt K. G. (1992) Timing of lower extremity joint actions during treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 24:807-813.
73. Zographos S., Chaminade B., Hobatho M. C., Utheza G. (2000) Experimental study of the subtalar joint axis: preliminary investigation. *Surg Radiol Anat* 22:271-276.
74. Liu H., Sugamoto K., Itohara T., Tomita T., Hashimoto J., Yoshikawa H. (2007) In vivo three-dimensional skeletal alignment analysis of the hindfoot valgus deformity in patients with rheumatoid arthritis. *J Orthop Res* 25:330-339.
75. Siegler S., Udupa J. K., Ringleb S. I., Imhauser C. W., Hirsch B. E., Odhner D., Saha P. K., Okereke E., Roach N. (2005) Mechanics of the ankle and subtalar joints revealed through a 3D quasi-static stress MRI technique. *J Biomech* 38:567-578.
76. Yamaguchi S., Sasho T., Kato H., Kuroyanagi Y., Banks S. A. (2009) Ankle and subtalar kinematics during dorsiflexion-plantarflexion activities. *Foot Ankle Int* 30:361-366.
77. Yushkevich P. A., Piven J., Hazlett H. C., Smith R. G., Ho S., Gee J. C., Gerig G. (2006) User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly

- improved efficiency and reliability. *Neuroimage* 31:1116-1128.
78. Moro-oka T. A., Hamai S., Miura H., Shimoto T., Higaki H., Fregly B. J., Iwamoto Y., Banks S. A. (2007) Can magnetic resonance imaging-derived bone models be used for accurate motion measurement with single-plane three-dimensional shape registration? *J Orthop Res* 25:867-872.
  79. Stagni R., Leardini A., O'Connor J. J., Giannini S. (2003) Role of passive structures in the mobility and stability of the human subtalar joint: a literature review. *Foot Ankle Int* 24:402-409.
  80. Huson A. (2000) Biomechanics of the tarsal mechanism. A key to the function of the normal human foot. *J Am Podiatr Med Assoc* 90:12-17.
  81. Leardini A., Stagni R., O'Connor J. J. (2001) Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *J Biomech* 34:805-809.
  82. Tochigi Y., Takahashi K., Yamagata M., Tamaki T. (2000) Influence of the interosseous talocalcaneal ligament injury on stability of the ankle-subtalar joint complex--a cadaveric experimental study. *Foot Ankle Int* 21:486-491.
  83. Sarrafian S. K. (1993) Biomechanics of the subtalar joint complex. *Clin Orthop Relat Res*:17-26.
  84. Wagner U. A., Sangeorzan B. J., Harrington R. M., Tencer A. F. (1992) Contact characteristics of the subtalar joint: load distribution between the anterior and posterior facets. *J Orthop Res* 10:535-543.
  85. Maeda A., Ebashi H., Nishizono H., Shibayama H., Tanaka M. (1998) Influence of landing on the supination and pronation in the foot joint. *J Hum Ergol (Tokyo)* 27:1-8.
  86. Whittle M. W. (1996) *Gait Analysis: An Introduction*. Butterworth-Heinemann Medical, Oxford.
  87. Nigg B. M. (1986) *Biomechanics of Running Shoes*. Human Kinetics, Champaign.

88. Kitaoka H. B., Lundberg A., Luo Z. P., An K. N. (1995) Kinematics of the normal arch of the foot and ankle under physiologic loading. *Foot Ankle Int* 16:492-499.
89. Hintermann B. (1995) [Dysfunction of the posterior tibial muscle due to tendon insufficiency]. *Orthopade* 24:193-199.
90. Thordarson D. B., Schmotzer H., Chon J., Peters J. (1995) Dynamic support of the human longitudinal arch. A biomechanical evaluation. *Clin Orthop Relat Res*:165-172.
91. Fiolkowski P., Brunt D., Bishop M., Woo R., Horodyski M. (2003) Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. *J Foot Ankle Surg* 42:327-333.
92. Caulfield B. M., Garrett M. (2002) Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. *Int J Sports Med* 23:64-68.
93. Podivinsky F., Jergelova M., Koncek V. (1992) [The role of short and long latency reflexes in the small muscles of the hand in the diagnosis of movement disorders--an electrophysiology study]. *Bratisl Lek Listy* 93:291-294.
94. Dyhre-Poulsen P., Simonsen E. B., Voigt M. (1991) Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *J Physiol* 437:287-304.
95. Reber L., Perry J., Pink M. (1993) Muscular control of the ankle in running. *Am J Sports Med* 21:805-810; discussion 810.
96. Nurse M. A., Hulliger M., Wakeling J. M., Nigg B. M., Stefanyshyn D. J. (2005) Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *J Electromyogr Kinesiol* 15:496-506.



## 業績一覧

本論文の内容一部は，以下の雑誌に掲載されている．

1. Fukano M., Fukubayashi T. (2009) Motion characteristics of the medial and lateral longitudinal arch during landing. *Eur J Appl Physiol* 105:387-392.
2. Fukano M., Fukubayashi T. Gender-based differences in the functional deformation of the foot longitudinal arch. *Medicine & Science in Sports & Exercise* (under minor revision)

本論文の内容の一部は，以下の学会において発表されている．

- 1．深野真子，金森章浩，福林徹：2006 Fluoroscopy を用いた X 線透視連続撮影による片脚着地時の矢状面足部運動解析．第 19 回日本バイオメカニクス学会 大会プログラム 53 頁
2. Fukano, M., Kanamori, A; \*Fukubayashi, T : 2007 Kinematics of the medial and lateral longitudinal arch during landing . The 53rd annual meeting of the orthopedic research society. Program Book pp105
3. Fukano M., Fukubayashi T., Kanamori A.,:2007 Sagittal Plane Motion of The Foot Longitudinal Arch During Landing: Analysis Using Fluoroscopy. American College of Sports Medicine 54th Annual Meeting. *Medicine & Science in Sports & Exercise* Vol.39 N0.5 May2007 Supplement S24
4. Fukano M, Fukubayashi T, Kanamori A:2007 Functional Examination of medial and lateral longitudinal foot arch. 6th Combined Meeting of the Orthopedic Research Societies Final Program Poster No.463
- 5．深野真子，金森章浩，福林徹：2007 片脚着地時における内外側縦アーチ構造の運動学的解析．第 18 回日本臨床スポーツ医学会学術集会 抄録集 S187
6. 深野真子，福林徹：2008 エックス線透視連続撮影による片脚着地時における足部アー

チ変形の運動学的解析．第 33 回足の外科学会学術集会 抄録号 S56

7. FUKANO M, FUKUBAYASHI T: 2008 Foot Arch Kinematics of barefoot and shod landing. 1st i-FAB Congress Proceedings pp53
8. Fukano, M, Fukubayashi, T, Kanamori, A, Higashihara, A, Inoue, N: 2009 Gender Differences in Foot Arch Kinematics during Landing. The 55th annual meeting of the orthopedic research society. Program Book pp105
9. 深野真子，福林徹: 2009 片脚着地時における足部アーチ変形の性差に関する運動学的解析. 第 64 回日本体力医学会学会大会 抄録集 232 頁
10. 深野真子，福林徹: 2009 着地動作における足部縦アーチ変形（性差・シューズによる影響の検討） 第 36 回日本臨床バイオメカニクス学会 抄録集 79 頁
11. Fukano, M, Kuroyanagi, Y, Fukubayashi T, Banks S A: 2010 Three-Dimensional Kinematics of Hind Foot During Landing. The 56<sup>th</sup> annual meeting of the orthopedic research society. (演題採択)

## 謝辞

本論文は早稲田大学スポーツ科学学術院福林徹教授の指導のもとに行われたものであり、稿を終えるにあたり、適時助言、指導して下さった先生に深く感謝の意を表する。さらに早稲田大学スポーツ科学学術院矢内利政教授、金岡恒治准教授、早稲田大学人間科学学術院鈴木秀次教授にはご多忙の中、審査員として親身なご指導、ご指摘を賜り心より感謝する。

筑波大学付属病院整形外科金森章浩先生および金森ジェニファー女史には、本論文の投稿や学会発表にあたり、英語校正および研究内容にご意見やご指導を賜り、深く感謝する。

筑波大学付属病院放射線部大山高一先生には、実験実施にあたり多大なご協力を賜り、深く感謝する。

University of Florida の Scott A. Banks 先生には、研究にあたり Orthopedic Biomechanics Laboratory に温かく受け入れていただき、また研究内容にご意見やご指導を賜り、心より感謝する。

研究活動を進めるにあたり、公私共に支えて頂いた早稲田大学大学院スポーツ科学研究科スポーツ外科学研究室に所属する皆様、また、被験者を快諾していただいた皆様に深く感謝する。

最後に、これまでの長い学生生活を常に支え励ましていただいた両親に、この場を借りて心より感謝する。